appunti
www.centroappunti.it
Corso Luigi Einaudi, 55/B - Torino

Appunti universitari
Tesi di laurea
Cartoleria e cancelleria
Stampa file e fotocopie
Print on demand
Rilegature

NUMERO: 2179A

ANNO: 2017

A P P U N T I

STUDENTE: De Luca Alma

MATERIA: Dispositivi Impiantabili Attivi - Teoria e Esercizi - Prof. Knaflitz

Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.
Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTI E NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 1 di –

DISP. IMPIANTABILI ATTIVI

1/03/2016

DEF.: i disp. impiantabili attivi sono ∀ disp. medico attivo destinato ad essere impiantato nel corpo umano o in un orifizio naturale mediante un intervento chirurgico, parzialmente o interamente, e destinato a restare nel corpo dopo l'intervento

ES.: PACEMAKER (1958), DEFIBRILLATORE CARDIOVERSORE IMPIANTABILE
CRT (= disp. x la risincronizzazione cardiaca)
x tenere sotto controllo (x anni) il ritmo cardiaco
lunghezza: 5-6 cm; larghezza: 10 cm; spessore: ?
MONITOR CARDIACI IMPIANTABILI, POMPE di INFUSIONE IMPIANTABILI (con piccolo quantitativo di farmaco)
STIMOLATORI ANTALGICI (x controllare il dolore), IMPIANTI COCLEARI, STIMOLATORI ENCEFALICI (controllo del tremore nel parkinsoniano)
pacemaker → 1° usato e + diffuso STIMOLATORI INTESTINALI

4 milioni di portatori di pacemaker viventi (nel mondo)
ogni anno → 600000 - 700000 nuovi impianti (5 miliardi di € l'anno)
valore di mercato annuo mondiale x TUTTI i DIA → 7 miliardi di €
molto costosi da produrre x spese di certificazione e di tipo legale x la produzione e perché devono essere affidabili

in Italia solo 1 produttore (attivo a livello mondiale) di DIA

x un DIA la sorgente energetica è fondamentale

TELEMETRIA → capacità di ricevere dati da parte del disp. e di tenere sotto controllo (da parte dei DIA) i parametri vitali del paziente

bisogna poter programmare il DIA in modalità telemetrica anche dopo essere stato impiantato
bisogna stimare l'autonomia del DIA (pacemaker < 12 anni perché poi ce ne saranno di nuovi, ma almeno di 8 anni)

pacemaker del 2013 impiantabile tutto nel ventricolo dx (non sotto la clavicola e poi collegato al cuore tramite catetere) ⇒ x trattare pazienti che non "sopportano" i cateteri
impiantato x la 1ª volta a Torino nel 2014
dispositivo non visibile fino a mezzora prima dell'intervento (segreto)
lungo 35-40 mm
si inserisce attraverso la vena cava ascendente femorale

2/03/2016

direttiva di riferimento → 90/385/CEE (1ª direttiva del 1990)
↳ dopo 3 anni: 93/42/CEE (stessa impostazione ma si applica ai disp. medici tranne quelli impiantabili attivi)

DIA → i più critici

sorgente energetica = en. elettrica (batterie nel disp. e talvolta trasferita dall'esterno al disp.)

PACEMAKER TECHNOLOGY (evoluzione)
x stimolare i 4 ventr.

- 1958
  1° pacemaker:
  - 2 transistori ("discreti") configurazione (usati solo come oscillatori → poco usati)
  - 2 condensatori elettrolitici
  - 2 resistori
  - batteria (1/3 volume) $\frac{1}{3}$ V
  - cavo di uscita con 2 cateteri che stimolano il ventricolo

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 3 di 4

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 3 di 190

FONTI ENERGETICHE INTERNE: BATTERIA

batteria non ricaricabile con caratteristiche adeguate

1971-1991 → le batterie diventano molto + piccole

gli stimolatori cardiaci portano a pensare che sia utile produrre batterie specifiche x i DIA (prima si usavano batterie ∀)

la Wilson Garbage produce batterie appositamente x i DIA

Prime batterie (zinco-ossido) → PROBLEMI: 1) stato della carica residua non determinabile in modo sicuro (calcolato 24-36 mesi)
2) emissione di H_2 gassoso

• 1972

1° batteria litio-iodio, ma non utilizzabile x il defibrillatore cardioverter impiantabile

• 1984

batteria impiantabile litio-SVO (usate oggi) ⇒ nasce il defibr. cardioverter impiantabile

ossidazione = perdita di elettroni
riduzione = acquisizione " "

all'esterno scorrono e^- → all'interno scorrono ioni (attraverso l'elettrolita, solido o liquido)
↳ preferibile se sono previste elevate correnti di scarica

catodo = iodio
elettrolita solido } batterie litio-iodio

se catodo liquido ⇒ stesso liquido x l'elettrolita
" " gassoso ⇒ uso un elettrolita in cui è disciolto lo stesso gas

oggi < elettrolita solido o liquido
< catodo solido

ma anodo e catodo (affinché non ci sia contatto) c'è una membrana porosa (così che gli ioni passino)

BATTERIE: TERMINOLOGIA

- TENSIONE A VUOTO: batteria non eroga corrente (definita solo dalla elettrochimica usata, ~2,8 V)

- TENSIONE A CIRCUITO CHIUSO: dip. ma i morsetti quando la batteria è chiusa su un carico (dipende anche dalla corrente che sto erogando ⇒ importante il carico) ← da sapere x conoscere la tensione a circuito chiuso

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 3 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 7 di 190

con $I = \text{cost.} \Rightarrow Q = I \cdot \Delta t$
↳ tempo di erogazione (misurato con CRONOMETRO ESTERNO)

misuro V_1 e I_1 (tensione e corrente all'istante t_1)
" V_2 e I_2 (" " " " t_2)
" V_3 e I_3 (" " " " t_3)

con t_1, t_2, t_3 relativamente vicini ($\Delta I \approx 0$)

⇒ in corrispondenza della misura $V_2 = \underset{\approx I_2}{I_1} \cdot \Delta t$ con $\Delta t = t_i - t_{i-1}$

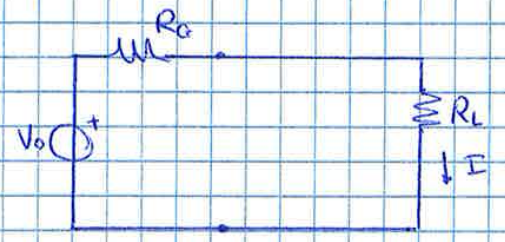
[se fossero ideali, Z_{INT} del voltmetro è ∞ e R_{INT} dell'amperometro $= 0$
MA se $Z_{INT} \geq 1000 R_G$ o R_L scegliendo la più grande delle due, e $R_{INT_A} \leq 1000 R_L$ o $1000 R_G$, scegliendo la più piccola delle due l'effetto cumulativo del (V) o dell'(A) sarà di introdurre un errore dell'ordine del x1000 sulle misure di tensione & corrente ⇒ accettabile]
Costruisco in teoria il banco di misura con tutti i dati in una tabella
A seconda dei vari Δt calcolati ottengo le misure di $Q_1, Q_2, Q_3 \ldots$
⇒ la carica erogata $Q_{TOT} = \Sigma Q_i$ (fino all'istante considerato)

4/03/2016

BATTERIA LITIO-IODIO

Nella realtà il banco di misura oggi si realizza diversamente

V_0 = tensione a vuoto batteria R_G = resistenza interna batteria



devo cercare di avere una curva di scarica simile a quella che avrà la batteria usata nella realtà
la curva di scarica dipende dalla corrente di scarica (erogata) della batteria
(se $I = 20\mu A$ o $I = 200\mu A$ ho curve ≠)

Suppongo di avere una batteria da pacemaker ($V_0 = 2{,}8\,V$ x celle Lt-I) x celle Litio-Iodio
$V_0 = 2{,}8\,V$
$R_G = 1 - 2\,k\Omega$
$I = 10 - 20\,\mu A$ (scelgo $20\mu A$) corrente di scarica

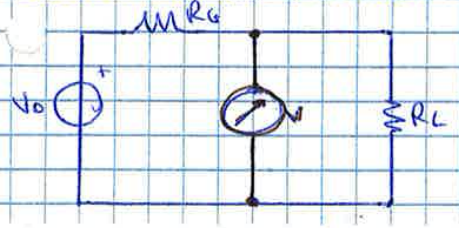
Suppongo $R_G = 0$ (corto circuito) ⇒ $R_L = \frac{V_0}{I} = 140\,k\Omega$
Nella realtà $R_G \neq 0$ → se $R_L = 140\,k\Omega$ → $I = 20\mu A = \frac{V_0}{R_L + R_G}$

MA $R_G = 1\%\, R_L$ ⇒ trascurando R_G commetto un errore dell'ordine del 1%

se $R_L = 140\,k\Omega$, $R_G = 1{,}5\,k\Omega$ ⇒ $I = 18{,}8\,\mu A$ → NON cambia nulla x la curva di scarica

⇒ scelgo $R_L = 140\,k\Omega$

Dal punto di vista pratico, al posto di (V) e (A) uso un calcolatore con dentro una scheda di conversione analogico digitale collegata ai morsetti della batteria



misurata con la scheda

Se conosco la tensione ai capi della batteria e di R_L (che metto io, quindi sopperisce all'incertezza del valore di R_G) e ricavando $I = V/R_L$

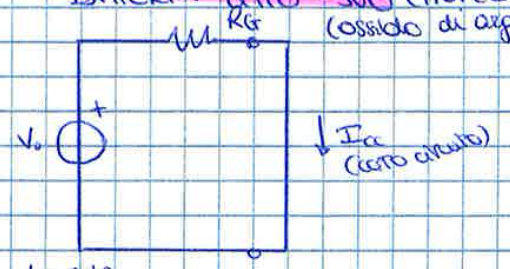
© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 7 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 9 di 190

capacità e massa della batteria sono proporzionali

7-8 g → 700-800 mAh
NIS g → 1,3 Ah

BATTERIA LITIO-SVO (INTRO)



(ossido di argento e vanadio)

in litio-iodio
$V_0 = 2,8V$
$R_G \cong 1-2 k\Omega$

$I_{cc} = \frac{V_0}{R_G} \sim 1,4 \div 2,8 mA$ max corrente erogabile, cioè di corto circuito

Li-SVO usato nei defr. cardiov. impiantab. adeguato x un pacemaker perché più grande di quella da erogare in continua (5-20 μA)

molti cellulari → celle litio-iodio ($I_{cc} \cong 1A$)

$> I_{cc} \rightarrow < R_G$ (se V_0 = cost.) ⇒ NON è un problema avere R_G basso

ma le batterie x pacemaker hanno correnti non > di 2-3 mA

può essere che la batteria sia chiusa in corto circuito (caso peggiore) ⇒ in R_G viene dissipata una potenza $P = RI^2 = \frac{V^2}{R} \Rightarrow P = 2 \cdot 10^3 (1,5 \cdot 10^{-3})^2 = 2 \cdot 10^3 \cdot 2,25 \cdot 10^{-6} = 4,5 mW$

(supponendo $R_G \cong 2k\Omega$)

per un pacemaker → $P = 1 \cdot 3^2 = 9 W$ (2000 volte maggiore) (x i cellulari → qualche centinaio di mW)
se $R_G \sim \Omega$ ⇒ $I \cong 3A$ (aumento T di 8-10°C) ⇒ danno cellulare

se un pacemaker avesse R_G troppo piccola e si dovesse guastare ⇒ necrosi del tessuto intorno al pacemaker ⇒ R_G elevata così che, anche se avvenisse un corto circuito, non capiterebbe nulla (sicurezza intrinseca)

Un defibrillatore cardioversore impiantabile, nella fase di carica, richiede I di qualche A (x qualche secondo)
↳ 2-3 A

⇒ con una litio-iodio NON va bene (perché ha una corrente di scarica basso) ↳ nell'anodo dopo la sua ossidazione all'interfaccia anodo-elettrolita

⇒ serve una batteria che liberi + elettroni nell'unità di tempo (= scarica elevata)

⇒ aumento superficie placche (batteria litio-SVO) ⇒ PROBLEMI!
↳ sup. netta tra anodo e catodo

x avere tanti e devo far reagire più atomi di Li con I ⇒
⇒ x non avere una cella grossa uso tante placche x anodo e tante x catodo (ma come gli accumulatori al piombo)

BATTERIA LITIO-CF_x
↳ carbone fluorinato

* Dalla curva posso ricavare R_G
$V_0 = 3,3 V$ tensione ad inizio vita
$V_L = 2,8 V$
$R_L = 5k\Omega \rightarrow I_L = 560 \mu A \cong 500 \mu A$ (corrente che scorre nel carico)

$\Delta V = 500 mV$ (= 3,3V - 2,8V)
↳ calcolando la tensione sul carico

$R_G = \frac{\Delta V}{I_L} = \frac{0,5V}{500 \cdot 10^{-6} A} \cong 1 k\Omega$ resistenza interna della batteria (elevata ⇒ I_{cc} basso!)
↳ meglio

non molto ≠ dal circuito litio-iodio (30-50% R_G Li-I a parità di m e volume)

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 9 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 11 di 190

infelice x i risultati perché il paziente diventava cuoco (x la ricarica)
(all'epoca si mettevano pacemaker solo a pazienti gravi)
⇒ si affidavano gli ambulatori → ritirati dal commercio

Un DIA può essere LIFE SUPPORT, cioè che garantisce la vita del paziente (se non ci fosse ridurrebbe la qualità e/o la quantità di vita)

oggi (sui life support) → NO ALTERNATIVA alla batteria (non è utile che un DIA life support superi i 10-12 anni perché poi ci sono disp. più moderni)

es: pompa di infusione impiantabile (da sostituire solo x batteria esaurita se no dura anche 10-12 anni) → autonomia abbastanza lunga (10-12 mesi, ricarica non troppo frequente)
disp. NON di supporto alla vita mentre si ricarica (→ si somministrano farmaci antalgici)
si può interrompere l'infusione x ricaricare
disp. alimentati da accumulatori alimentati da TELEALIM. sono oggi personali e devono durare per tempi abbastanza lunghi e permettere la ricarica senza funzionare x qualche ora senza danni
batteria ⇒ soluzione migliore
questa soluzione non è molto usata

3) TELEALIMENTAZIONE (in futuro → trasferire effettivamente x pazienti in ospedale) - sensoristica interna della temp. corporea

TELEALIMENTAZIONE: en. x ricaricare l'accumulatore (sorgente del disp.) dall'esterno del corpo umano, e quindi x ricaricare il dispositivo stesso
se si trasferisce en. elettrica senza collegamento diretto (cavo metallico) (corpo umano intatto) ⇒ RADIAZIONE ELETTROMAGNETICA (dato i livelli energetici e di potenza che si vogliono trasferire)

Livelli ENERGETICI e di POTENZA necessari: un pacemaker (DIA + diffusio) richiede
$P = V \cdot I$
erogata dalla batteria

es: $V = 2{,}8\,V$ tensione di batteria
$I = 20\,\mu A$ (gando) → $P = 50\text{-}60\,\mu W$

Livello di potenza x il funzionamento di un pacemaker (PM)

- stimolatore encefalico ⇒ $P = 500\text{-}600\,\mu W$ (10 volte >)

i DIA che consumano di più ⇒ $P \simeq mW$ (pochi)
(a parte gli ICD)

Tutti i DIA (escluso il defibr. cardiov. impianti.) → $P = 50 - 500\,\mu W$

1) TELEPROGRAMMABILITÀ
radiazioni: EB → unico metodo usato
→ trasferimento di info dall'esterno all'interno
spettro da usare? (in bande)

< frequenza ⇒ > dimensioni degli oggetti (ANTENNE - BOBINE) usati x l'accoppiamento ricevitore - trasmettitore

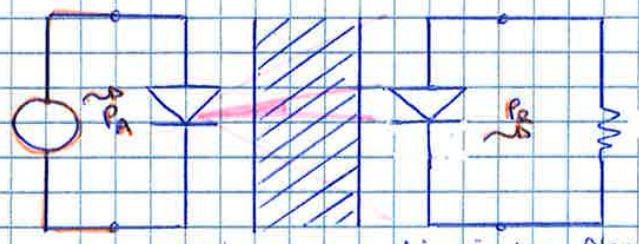
solitamente accoppiamento magnetico ⇒ 2 BOBINE (induttori)
→ si usano f alte (x non avere grandi dimensioni)

f bassa ⇒ < centinaia di KHz (IMPRATICABILE x la miniaturizzazione)
ma f alta → aumento assorbimento di energia (potenza) da parte dei tessuti
(e quindi la temperatura!)

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 11 di 190

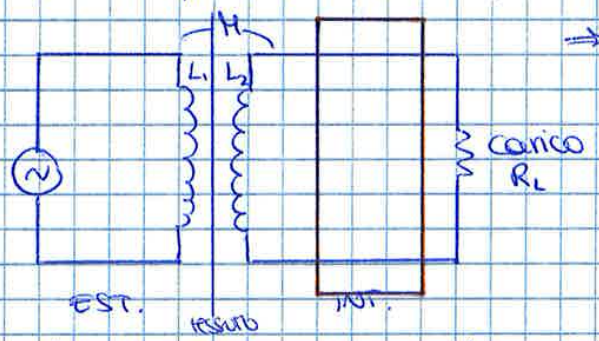
© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 13 di 190

$\eta = \frac{P_R}{P_A}$ → potenza ricevuta (trasferita al carico)
EFFICIENZA (rendimento)
↳ potenza prelevata dall'alimentatore (dal sistema di alimentazione al led)



LED → angolo di emissione di decine di gradi (apertura)
fotodiodo → poca ampiezza
⇒ solo una piccola parte emessa dal LED è intercettata dal fotodiodo
$1‰ < \eta < 1\%$
↳ $\frac{1}{1000}$ se un disp. richiede stessa potenza di 1 PM (50 μW) ⇒ devo avere all'esterno $P \approx 10$ mW
(limite x LED)

con un dentino posso diminuire l'apertura del LED, quindi concentrare la radiazione
LED e fotodiodo devono essere vicini x evitare perdita laterale di radiaz. luminosa
⇒ disp. non troppo profondi (3-10 mm sotto la cute)



⇒ con accoppiamento MAGNETICO ALTRA SOLUZIONE!
2 induttori mutuamente accoppiati (dell'corpo umano) (uno dentro, uno fuori)
il gen. genera regime variabile (se fosse continuo → L₁ corto circuito ⇒ NO energia al 2° ind.)

M = coeff. di mutua induttanza

Mi bisogna interporre un circuito che trasformi il regime variabile in continuo (perché il corpo è sensibile a tensione continua)

⇒ □ raddrizzatore + FILTRO (livellatore) + REGOLATORE
↳ x regolare il livello di uscita

100 kHz < f < 10 MHz
(freq. di lavoro del gen. a fianco) forte → preferisco miniaturiz. e f basse x andare in profondità
solitamente induttore interno + piccolo di quello esterno x la miniaturizzazione

x trasferire energia dall'esterno del corpo all'interno, inoltre, si deve PROGRAMMARE il disp. (dall'esterno), cioè trasferire info dall'esterno del corpo umano all'interno
i DIA devono adattarsi alle esigenze di più pazienti

si programma con (info EST. → INT. con 3 possibilità)
- radiazione ~~RF~~ in banda 100 kHz - 10 MHz
- " luminosa (nel visibile) → non usato!
- frequenze intermedie (~ GHz) (come x il cellulare) x trasferire solo info

~ GHz → x trasferire info e NON energia NON importa quanta energia venga assorbita dai tessuti (a potenze basse → non riscaldo i tessuti)
all'esterno posso comunque mettere un ricevitore molto sensibile → posso usare i GHz con accoppiamento elettrico

TELEPROGRAMMABILITÀ

esterno = trasmettitore
interno = ricevitore

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 13 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 15 di 190

Unità perché
riesco mettere un circuito ideale che permette di avere 2 livelli di I_2 (aperto → I_2 basso ; chiuso → I_2 alta)
⇒ aprendo & chiudendo cambio V_1 all'esterno del corpo umano
⇒ l'interruttore fa variare V_1, quindi da V_1 capisco se è chiuso o aperto!!!

→ trasferisco info dall'interno all'esterno SENZA usare ENERGIA
→ PRINCIPIO dell'IMPEDENZA RIFLESSA

15/03/2016

IMPEDENZA RIFLESSA
↳ realizzato da un microcontrollore che consuma frazioni di μA
modulatore: trasforma una sequenza 01 in una info verso l'esterno del corpo
↳ collegato ad un carico (R_1) ed ad un transistore (aperto/chiuso) ↳ = interruttore allo stato solido
vedendo la tensione al tanto
- più ampia → interruttore aperto
- meno ampia → " chiuso

PROBLEMA → la variazione dell'ampiezza nella tensione a tanto è piccola
la variazione dell'ampiezza a tanto è piccola se perturbiamo poco quella al tanto affinché funzioni senza consumare molto, ma perturbando poco al tanto abbiamo una piccola variazione della tensione a tanto
$m(t)$ = segnale numerico (sequenza di 1 e 0) × ampiezza il segnale da mandare all'esterno
(SEGNALE MODULANTE)

DEMODULATORE SINCRONO
perché dalle piccole variazioni di V_1 devo trovare un segnale simile a $m(t)$ x avere le info
→ l'oscillatore genera segnale sinusoidale e lo applica al tanto del trasformatore induttivo
questo segnale può essere applicato di continuo e trasferisce en. elettrica al carico
se il modulatore apre/chiude l'interruttore tramite il segnale $m(t)$
⇒ $V_1(t)$ avrà piccole variazioni dell'ampiezza (lascia di picco) ↳ V_1 = sinusoidale · segnale modulante ($m(t)$)

$$V_1(t) = m(t) \cdot \underbrace{A_1 \cos(\omega t)}_{\text{segnale sinusoidale}}$$
$$V_{osc}(t) = A \cos(\omega t)$$
} isofrequenziali (kHz → MHz)

↳ li mando all'ingresso del moltiplicatore analogico

dunque ⇒ $V_2(t) = V_1(t) \cdot V_{osc}(t) = m(t) A_1 \cos(\omega t) A \cos(\omega t) = K m(t) \cos(0) +$
- K: fattore moltiplicativo (dipendente dal circuito)
- $\cos(0)$: $\omega t - \omega t$ ($\alpha - \beta$)

$+ K m(t) \cos(2\omega t)$
- $2\omega t$: $\omega t + \omega t$ ($\alpha + \beta$)

⇒ V_2 è formata da 2 termini: la versione isolata di $m(t)$ + sinusoide con frequenza doppia rispetto a quella dell'oscillatore, ma modulata da $K m(t)$

se il segnale lo faccio passare in un FPB che lascia passare solo le componenti con freq. < dell'oscillatore (abbiamo le frequenze maggiori)
⇒ sopprime $\cos(2\omega t)$
⇒ esce $m_1(t) = K m(t)$

⇒ estraiamo dal rumore solo le variazioni di V_1 causate da $m(t)$ lavorando sul segnale sinusoidale a pulsazione ωt

⇒ estrazione sicura della info

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 15 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 17 di 190

PACEMAKER

nascono negli anni '60 (1958-1960) (negli USA 1° impianto)
1° pacemaker impiantato negli USA
↳ 2 condensatori
2 resistori
2 transistori
1 batteria

usati x blocco atrioventricolare (f = 30-40 battiti/minuto)
↳ se totale ⇒ vita vegetativa

la singola fibra cardiaca è in grado di generare depolarizzazione
appena nascono i transistori impulsazione (funzionano da oscillatori) ⇒ PACEMAKER
i pazienti condannati a morte → tornano ad una vita ~ normale
(ancora 10-15 anni di vita)
da stimolatori cardiaci di 60-70 g a <20 g (oggi) (7-8 mL di volume)

NORMA CEI 62-26 regola gli stimolatori cardiaci ⇒ superata dalla 90-385
è un dispositivo LIFE SUPPORT (è da legislazioni specifiche x ogni stato membro dell'UE)

FUNZIONAMENTO (modalità)

anni '60 ⇒ con un catetere arrivano al ventricolo (camera ventricolare)
(PM UNICAMERALI) (attraverso alla vena succlavia (in atrio dx, per valvola atrio-ventricolare, poi ventricolo) dx, fissato vicino all'apice)
se gli atri perdono la capacità di depolarizzarsi
→ pacemaker sequenziali (non fondamentale x la vita come il ventricolo) così stimolo sia le fibre che innervano il ventr. dx che sx
anni '70 ⇒ pacemaker x stimolare contemporaneamente atri e ventricoli (2 cateteri)
(BICAMERALE) ⇒ utile se il funzionamento ventr. non va x colpa degli atri
oggi ⇒ intervengono solo se rilevano un ritmo cardiaco errato (erogano stimolazione solo quando necessario) → PACEMAKER A DOMANDA
(OSSERVAZIONE & INTERVENTO tramite stesso elettrodo) ↳ sup. interna a contatto con il miocardio
basato su 3 lettere a seconda di: * preferendo il segnale

- 1° lettera: camera stimolata (A = atrio, V = ventricolo, D = double (= entrambe), O = nessuna)
- 2° lettera: camera di sensing (A = atrio, V = ventricolo, D = entrambe, O = nessuna) — osservazione (prelievo del segnale ECG, dato elettrico)
- 3° lettera: attività effettuata in conseguenza al sensing (I = inibizione, T = trigger dello stimolo, D = entrambe, O = nessuna) — sia I che T

codice NBG

VAT → stimola ventr. osserva e/o no, esegue trigger/inp
↓ dà origine
↳ genera stimolo ventr. sincronizzato con l'atti vità atriale

INTERVALLO BASE (IB)

DEF.: intervallo che descrive il ciclo cardiaco
(inverso · 60 = frequenza cardiaca)
↳ [battiti/min]
devo conoscere inizio (gli eventi scatenanti) e fine dell'IB (cioè quando ne inizia uno nuovo) e cosa avviene durante

(1) - VAT

IB inizia solo con attività (eventi) atriale sentita (gli atri funzionano)

attività atriale
- sentita (spontanea) → simbolo: A_s
- stimolata → simbolo: A_p (p = paced)

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 17 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 19 di 190

- monocamerali ⇝ ≠ modalità, MA l'indicazione prevalente è la funzione in modalità INIBITA

detti anche → pacemaker SSI: stimolano e osservano 1 sola camera e lavorano in modalità inibita
"single"

- bicamerali → ≠ modalità (+ evoluti)

DDD: osservano, stimolano e lavorano in entrambe le camere e in entrambi i modi
↳ corrisponde anche ad una codifica funzionale
trigger e inibizione

16/03/2016

- MODALITÀ VOO → VAT

all'inizio ⇝ solo VOO (stimola in modo asincrono il ventricolo)
→ valle x rate ex VOO

VOO: lato positivo → meglio stimolazione asincrona che un ritmo ventricolare lento (perché comunque ha una freq. opportuna)

lato negativo → 1) possibile comparsa di ritmi competitivi

ritmo competitivo: se la stimolazione asincrona non è frequente ⇒ non prende la direzione del ritmo cardiaco ⇒ il cuore batte talvolta spontaneamente talvolta stimolato
perché un battito residuo
(⇝ aritmia se durante la ripolarizzazione dei ventricoli → fino a tachiaritmia e fibrillazione ventricolare)

⇒ bisogna stimolare a frequenza >> di quella cardiaca
⇒ si programma la stimolazione asincrona con freq. alta (85-95 battiti/min)
⇒ MA a lungo andare si avranno problemi
2) se modalità asincrona ⇒ non adatta il ritmo cardiaco allo sforzo che viene compiuto in quel momento (il ritmo stimolato non è sufficiente ad apportare O_2 e nutrienti al sangue, per esempio salendo le scale)
↳ fiatone

anche pacemaker → x chi aveva blocco atrioventricolare, MA il ritmo atriale c'era (ed era corretto)

il controllo del ritmo cardiaco avviene a livello del nodo senoatriale
⇒ un soggetto con ritmo atriale residuo corretto ha una corretta modulazione del ritmo atriale sotto sforzo

→ unire la stimolazione sincrona al ritmo atriale ⇝ si cercava creato collegamento tra atri e ventricoli in modo artificiale

Nasce la modalità in cui
- il pacemaker sente il ritmo atriale e stimola i ventricoli in corrispondenza delle depol. degli atri
(es: se aumenta il ritmo atriale faccio aumentare anche quello ventricolare)
quindi sfrutta il ritmo atriale esistente
⇒ VAT nasce x sopperire alla mancanza di modulazione della freq. di stimolazione presente lavorando in modalità asincrona

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 19 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 21 di 190

2° tentativo: accelerometri di dimensioni contenute con consumo limitato
anni '80-'90 → monoassiali (poi anche bi- e triassiali)

l'accelerometro registra l'accelerazione cardiaca → funziona anche come inclinometro (misura la pendenza in gradi)
⇒ correggere la freq. di stimolazione a seconda dell'attività del soggetto

convenienti per < basso consumo (rispetto al 1° tentativo)
dimensioni tali da poter essere integrati

anni '90 → accelerometri realizzati con tecniche di integrazione (+ piccoli)
(costo ↓, bi- e triassiali)
⇒ + facile valutare il movimento di un soggetto

oggi uso di accelerometri e inclinometri

~~CLASSIFICAZIONE PACEMAKER~~
Fine anni '80
→ codice NBG solo di 3 lettere → viene modificato → aggiunta di 2 lettere

- III lettera: relativa a < programmabilità del pacemaker (dall'esterno, già impiantato)
  < comunicazione (cioè se può mandare dati all'esterno)

programmabilità: - semplicemente programmabile → posso scegliere parametri (di base) modalità di funzionamento (P)
- multiprogrammabile (M) → durata stimolo, ampiezza, ecc.

C = comunicazione con l'esterno (es: stato dei cateteri)
R = rate modulation (cioè si può modulare la frequenza)

oggi tutti i pacemaker sono MC ⇒ o si mette O (non è MCO)
o è R (ha "tutto")

modelli pacemaker (in una famiglia) < RATE RESPONSIVE → modula la freq. di stimolazione anche in caso di stimolaz. asincrona
< non è rate responsive (non ha il sensore, che consuma)

→ 4ª lettera = R
es: DDDR → miglior pacemaker biocamerale
VVIR

- I lettera: nasce dall'85 x funzionalità antiaritmica (→ ICD)
(i pacemaker nascono per la bradicardia!)

anni '85-'90 → si pensava di aggiungere ai pacemaker la funzione antiaritmica ⇒ II lettera

oggi non molti → II lettera in disuso (come un po' tutto il codice NBG) perché i pacemakers sono biocamerali DDD o DDDR

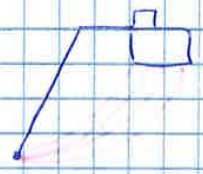
codice NASPE/NPEG → anni '80 → si usano solo più le 1ª 4 lettere con i defibr. cardioversori impiantabili → + sicuro x la tachiaritmia (comprendono anche il pacemaker)

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 21 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 23 di 190

L'ANELLO serve perché:

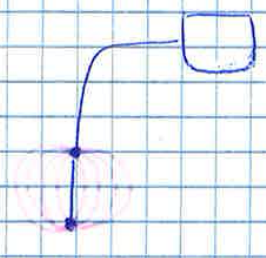
elettrodo monopolare



la corrente di stimolazione scorre dalla punta del catetere (x es: apice ventricolo dx) al contenitore metallico del pacemaker (sottoclavicolare)

la corrente di stimolazione coinvolge un ampio volume di tessuto → si cerca di diminuirlo (addirittura solo nel cuore, che non si richiude all'esterno) ⇒ elettrodo bipolare

elettrodo bipolare



la corrente di stimolazione scorre tra l'elettrodo di punta e l'anello (x es: entrambi nel ventricolo) → corrente contenuta nella camera cardiaca stimolata

Oggi i pacemaker sono in grado di lavorare con entrambi

vantaggio dei MONOPOLARI → • diametro (Ø) minore
• più affidabili

" " BIPOLARI → • consentono prelievo di segnale ECG bipolare
• ma Ø maggiore & più soggetti a rottura precoce (sono più complessi meccanicamente) perché

materiale ≈ di vario tipo
costo catetere ≅ pacemaker
↳ assemblato manualmente date le dimensioni, le tolleranze e i livelli qualitativi richiesti

→ i cateteri hanno la terminazione LATO TESSUTO CARDIACO e LATO PACEMAKER
dal LATO PACEMAKER → standardizzata (si dovesse aggiungere un cavetto di conversione tra cavetto del vecchio catetere e il connettore del nuovo pacemaker ⇒ l'adattatore peggiora l'affidabilità)

STANDARD IS (International standard)
i connettori x pacemaker rispondono al IS-1 (va sempre scritto come "marchio")
se catetere monopolare ⇒ nel connettore c'è solo una parte conduttiva
se catetere bipolare ⇒ 2 parti conduttive (l'estremità collegata all'elettrodo di punta e quella accanto all'anello)

lo standard del connettore è riferito alla dimensione!
~.~.~.
2 ricettacoli → macchina bicamerale (catetere x atrio + ventricolo)
→ 1 ricettacolo → " SSI (monocamerale)

peso pacemaker visto → 14-15 g → vita 8-10 anni
(MEDTRONIK)
DDDR

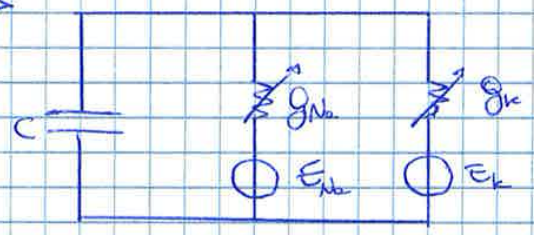
© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 23 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 25 di 190

aggiungo un gen. di tensione che tiene conto della ddp tra esterno e interno dovuta agli ioni Na^+ ⇒ modello equivalente del canale del sodio

MA ci sono anche altre specie ioniche (le più importanti x la depol. sono Na^+ e K^+)

⇒



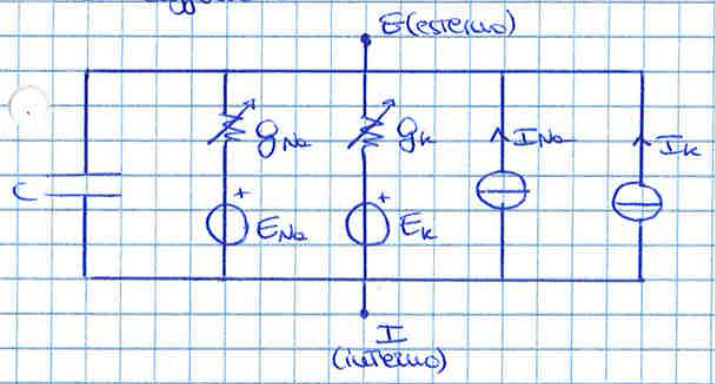
g_K = conduttanza rispetto agli ioni K

K (potassio) molto più abbondante all'interno ⇒ tende a diffondere verso l'esterno

rappresento il gen. di tensione per K

MA la cellula muore se si arriva all'equilibrio ionico (con la diffusione) NON è compatibile con la vita cellulare (K^+: int. → est. ; Na^+: est. → int.)

⇒ meccanismi di pompa attiva che portano gli ioni contro il gradiente di diffusione



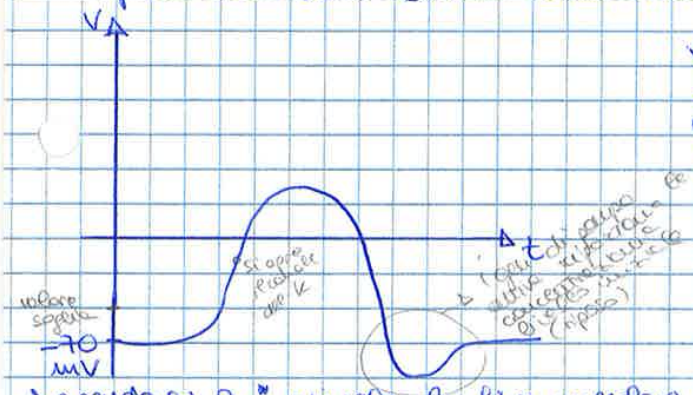
Na:
- est. → int. attraverso i canali del sodio x diffusione
- int. → est. attraverso le pompe attive (stesso quantitativo) così che la carica TOT. non cambi

K → viceversa

pompa attiva = gen. di corrente

⇒ MODELLO ELETTRICO della MEMBRANA CELLULARE (con 2 elementi non lineari)

i valori di g_{Na} - g_K - I_{Na} - I_K variano nel tempo in seguito alla depolarizzazione della membrana



V = differenza di pot. di membrana

A riposo il pot. è negativo (-70 mV) aumentando la conduttività del canale del Na ⇒ aumentano gli ioni Na^+ all'interno ⇒ aumenta la carica ⊕ ⇒ aumenta il pot. di membrana ma fino a che verrà invertito la direzione di passaggio di ioni

⇒ agendo su g_{Na} stimolo la fibra muscolare portando il pot. di membrana ad un valore soglia (dipendente dalla cellula considerata) il fenomeno cresce da solo (si autosostiene)

g_{Na} dipende da varie cose tra cui V, dalla T, dalla presenza di neurotrasmett.; quindi varia g_{Na}

Per il K ⇒ se aumenta il pot. di membrana → aumenta la conduttività del K (canale ≠ e molto più lento di quello Na)

K è molto presente all'interno ⇒ esce più di quanto faccia normalmente

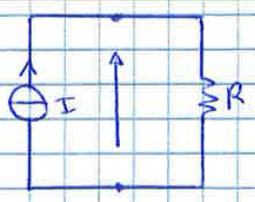
la fuoriuscita di K dà origine ad una nuova diminuzione del pot. di membrana ⇒ diminuisce fino ad un valore più basso di quello di partenza e poi progressivamente torna al valore di partenza

⇒ ho generato un POTENZIALE d'AZIONE (indotto dai canali di Na e K)

(* mentre il neurotrasmettitore acetilcolina) eccitazione → apertura canali Na
iperpolarizzazione → " " K

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 25 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 27 di 190



* suppongo di avere un generatore di corrente che applica un impulso rettangolare su un carico resistivo (R)

$E = \int_{t_1}^{t_2} P(t)\,dt$

$E = VI \cdot \Delta t = I^2 R \Delta t$ energia

$$E = R\Delta t \left(\frac{Q}{\Delta t} + I_{rb}\right)^2 = R\Delta t \left(\frac{Q^2}{\Delta t^2} + I_{rb}^2 + 2\frac{Q}{\Delta t} I_{rb}\right) =$$

$$= \frac{RQ^2}{\Delta t} + R\Delta t I_{rb}^2 + 2QRI_{rb}$$

x trovare la minima quantità di energia devo derivare rispetto a Δt

$$\frac{dE}{d(\Delta t)} = -\frac{RQ^2}{\Delta t^2} + RI_{rb}^2 \Rightarrow -\frac{RQ^2}{\Delta t^2} + RI_{rb}^2 = 0$$

$\Delta t = \frac{Q}{I_{rb}}$ MA è la cronassia!

⇒ Δt garantisce il minimo dispendio energetico stimolando con corrente pari a $2I_{rb}$ quando è uguale alla cronassia del tessuto

$500\mu s < cr < 2ms$ x tutti i pacemaker, x impulsi con minimo dispendio energetico

22/03/2016

ESERCIZIO $I \sim mA$ x avere stimolazione

⇒ $V \cdot mA = mW \rightarrow mW \cdot ms = \mu J \rightarrow E \sim \mu J$

* suppongo di avere un tessuto eccitabile definito dalla cronassia stimolo con un impulso pari alla cronassia

$cr = 200\mu s$ (TESSUTO NERVOSO, es: α-MOTO NEURONE)

minimo dispendio energetico x la stimolazione ($2I_{rb}$, cr) con il catetere avente $R_c = 4{,}2k\Omega$

$E = 5\mu J \Rightarrow I_{rb}? \; V_p???$

↳ impulso di tensione x garantire la stimolazione (all'ingresso del catetere)

$I = \frac{Q}{\Delta t} + I_{rb}$

con impulso rettangolare $E = V \cdot I \cdot \Delta t = I^2 R \Delta t$

I: intensità stimolazione; V: ampiezza stimolo; R: resistenza su cui è erogato l'impulso; Δt: durata impulso (= cr in questo caso)

$$\Rightarrow I = \sqrt{\frac{E}{R\Delta t}} = \sqrt{\frac{5 \cdot 10^{-6}}{4{,}2 \cdot 10^3 \cdot 200 \cdot 10^{-6}}} = 4{,}56\ mA$$

x minimo dispendio energetico ⇒ $I = 2I_{rb}$

⇒ $I_{rb} = \frac{I}{2} = 2{,}28\ mA$

$V_p = R \cdot I = 4{,}2 \cdot 10^3 \cdot 4{,}56 \cdot 10^{-3} = 5{,}47\ V$

↳ di stimolazione

① CONFRONTO Pt – PtIr

(platino - platino iridio)

Il parametro più importante del catetere, x il suo uso, è la SOGLIA di STIMOLAZIONE

Tutti i pacemaker all'ingresso del catetere, applicano un impulso di tensione

Che ampiezza della tensione (con impulso rettangolare) minima all'ingresso del catetere x garantire stimolazione delle fibre muscolari cardiache?

catetere tanto migliore più l'ampiezza di tensione è bassa!!!!

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 27 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 29 di 190

② ELETTRODO IN CARBONE PIROLITICO

impulso di stimolazione: 100 μs x divisione, 5 divisioni → impulso di 500 μs
dal punto di vista della sensibilità verticale dell'oscilloscopio: 1 V x divisione
→ impulsi di ampiezza 2,5 V

capsula infiammatoria molto sottile (carbone pirolitico è molto tollerato, conduttivo e produce una reazione infiammatoria contenuta)

⇝ ci mette più tempo a stabilizzarsi x la formazione più lenta di tessuto connettivo

- grafico (Ox: tempo trascorso dall'impianto; Oy: % rispetto ad un gruppo che ha una soglia di stimolazione di 1,5 V)

modo ≠ di riportare info sulla variazione della soglia

al momento dell'impianto il 100% dei pazienti (x impulsi di 500 μs) ha soglia di stimolazione < 1,5 V → basta una tensione contenuta x la stimolazione

- 3 giorni → % diminuisce → qualche paziente ha bisogno di tensione > 1,5 V
- 1 settimana → 60-65% dei pazienti ha soglia di stimolazione < 1,5 V → sta crescendo tessuto connettivo che isola l'elettrodo
- 1 mese → % un po' più bassa → la soglia di stimolazione scende x alcuni pazienti
- 2 mesi → ripresa
- 3 mesi → 90-93%
- 12 mesi → ~100% → l'elettrodo è più lento del precedente a stabilizzarsi dal punto di vista elettrico e meccanico (non cresce più tessuto connettivo)

in PtIr 2-3 settimane → carbon pirolitico in 12 mesi (il paziente andava controllato più volte data la + lenta stabilizzazione, eventualmente x modificare l'ampiezza di stimolaz.)

oggi i pacemaker adattano automaticamente l'ampiezza di stimolaz.

MODELLO ELETTRICO

chi progetta un pacemaker progetta lo stadio di uscita dell'impulso elettrico → bisogna conoscere le caratteristiche del carico a cui il gen. viene collegato (con carico = catetere nella camera cardiaca, che chiude nel tessuto cardiaco)
→ modello elettrico del carico

un catetere (monopolare) è fatto da una guaina isolante con dentro una spirale di conduttore in lega metallica resistente alle sollecitazioni meccaniche
la spirale metallica è chiusa da un lato sul connettore (che poi va al pacemaker) e dall'altro sull'elettrodo a contatto con la fibra cardiaca

1) connettore = dal punto di vista elettrico è un contatto strisciante (ideale ⇝ non introduce resistenza)

il conduttore nel catetere è molto più lungo del catetere stesso, essendo avvolto a spirale, ed è sottile → R NON trascurabile ⇒ R_s

R_s = resistenza conduttore ≡ resistenza catetere

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 29 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 31 di 190

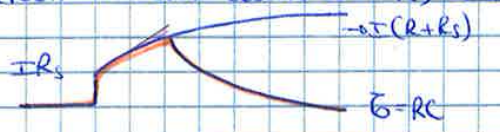
Che impulso di tensione deve essere ottenuto?

$t=0$ gen. circuito aperto
cond. corto circuito

all'inizio il gen. impone I nulla ($t<0$) ⇒ gen. = circuito aperto
↳ se ideale $R_{INT} \to \infty$

se il condensatore è scarico ⇒ $I=0$ ⇒ $dop=0$ ⇒ su R_s ho tensione nulla

se il condensatore è inizialmente scarico ⇒ corto circuito (I passa per corto circuito ⇒ non considero R) ⇒ $V = R_s \cdot I$



il condensatore si carica completamente all'∞ ⇒ in C non scorre più I (solo più in R e R_s) ⇒ la tensione all'∞ è
$V_\infty = I(R+R_s)$ → C = circuito aperto

MA questo solo se l'impulso avesse durata ∞

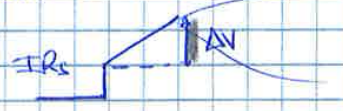
la costante di tempo è: $\tau = RC$
con τ = cost. di tempo dell'esponenziale
R = resistenza vista ai morsetti della capacità nella fase di carica
(solo R perché come se R_s fosse un circuito aperto essendo nel gen. $R_{INT} = \infty$ ⇒ C in // vede solo R)

$\tau = RC \simeq 10 \cdot 10^3 \cdot 10 \cdot 10^{-6} = 100$ ms
($R = 10$ kΩ) ($C = 10$ μF)

⇒ l'evoluzione completa dell'esponenziale ce l'avremmo in 300 - 500 ms
MA qui guardiamo solo 2 ms, la parte iniziale di un esponenziale ($\frac{1}{50}$ di τ) ⇒ approssimabile ad una retta

dopo 2 ms il gen. smette di imporre I
il condensatore si è caricato ad una certa tensione ⇒ si scarica su R
(R_s è circuito aperto sempre come prima essendo R_{INT} gen. $\to \infty$)
⇒ la tensione all'ingresso ≡ tensione sul condensatore (che diminuisce esponenzialmente finché è TOTALMENTE scarico, sempre con stessa τ) ↳ perché di nuovo C vede solo R

⇒ con questi valori (di R, R_s e C) e $\Delta t = 2$ ms ottengo un modello semplificato (in cui R scompare)
⇒ avrei una retta



ΔV = incremento di tensione all'ingresso del catetere durante l'impulso = tensione che dovrò avere su C dopo che il condensatore ho fatto scorrere una corrente $I = 2$ mA

$Q = CV \Rightarrow \Delta Q = C\Delta V \Rightarrow \Delta V = \frac{\Delta Q}{C} = \frac{I \cdot \Delta t}{C} = 400$ mV

ΔV = POLARIZZAZIONE del CATETERE
un catetere è tanto migliore quanto è minore la tensione di polarizzazione

il gen. deve forzare nel circuito una I cost. in un certo Δt, MA il gen. di corrente deve fornire in uscita una tensione la cui dinamica arriva a $IR_s + \Delta V$ ⇒ più facile se la dinamica da raggiungere è minore
⇒ cateteri migliori con bassa polarizzazione

a bassa ΔV, a parità di I, trasferisco < energia
⇒ < ΔV = risparmio energetico

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 31 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 33 di 190

con $R_s \simeq 1k\Omega$ $R = 10k\Omega$ $C = 10\mu F$

$\Rightarrow \tau = RC = 100\ ms$ con un impulso di $2ms$ ($\Delta t \ll \tau$)

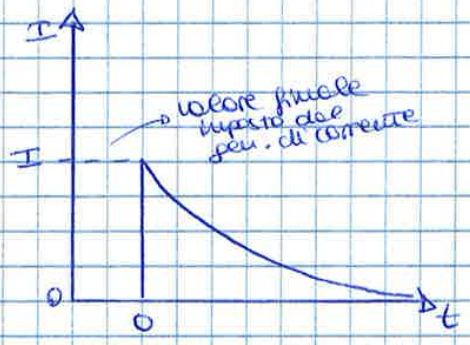


grafico sull'andamento di I in C

$t=0 \rightarrow$ applico I (scorre tutta in C)
poi scende esponenzialmente (con $\tau = RC$)
e tende asintoticamente a zero

espressione di I nel dominio del tempo?
↳ esponenziale da I a 0

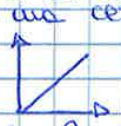
- $i(t) = I(1 - e^{-t/\tau}) \Rightarrow$ se $t=0 \rightarrow i(t)=0$ NON VALIDO!

- $i(t) = I e^{-t/\tau}$ espressione corretta

se $t=0 \rightarrow i(t) = I$
se $t=+\infty \rightarrow i(t) \rightarrow 0$ } ✓
$i(2ms) = I e^{-\frac{2 \cdot 10^{-3}}{100 \cdot 10^{-3}}} = I e^{-\frac{2}{100}} = I e^{-0,02} \cong I \cdot 0,98$ (98% I)
↳ mancato = 100% − 0,02 = 1 − 0,02 = 0,98

all'inizio la corrente erogata dal gen. scorre tutta in C (corto circuito)
$\Rightarrow$ a 2ms il 98% scorre in C
$\Rightarrow$ dato che $2ms \ll \tau$ la corrente in C è come se non variasse
(come se R non ci fosse, cioè I scorre in C x tutta la durata)
↳ avrei un andamento costante con una certa pendenza

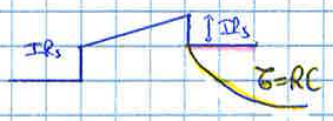
come se in 2ms non avessi una discesa di corrente in C $\rightarrow$



$\Rightarrow$ considerando Δt molto piccolo, misurare R temporaneamente significa misurare il 2% della corrente che scorre in C

$\Delta Q = C\Delta V \Rightarrow \Delta V = \frac{\Delta Q}{C} = \frac{I \cdot \Delta t}{C} \cong 400\ mV$
se I = cost.

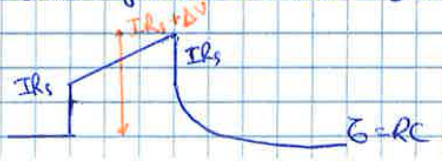
ΔV è una grandezza importante ed è sempre approssimata corrispondente alla POLARIZZAZIONE del CATETERE
Quando l'impulso di I termina $\Rightarrow$ manca la caduta di tensione su R_s
$\Rightarrow$ scendiamo di un intervallo $= IR_s$



se il gen. non forza più corrente
$\Rightarrow$ è un circuito aperto (essendo ideale)
se C è ideale $\Rightarrow$ livello di tensione mantenuto nel tempo

stato transitorio!
$\Rightarrow$ il condensatore si è caricato a tensione ΔV, ma si scarica su R avendo aperto il gen.!
(con andamento esp. e cost. di tempo τ)

l'andamento della forma d'onda della tensione ai capi del gen. di corrente è:



gradino IR_s + pendenza pari a ΔV
+ gradino IR_s (in R_s non scorre più I)
+ cond. si scarica esp su R

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 33 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 35 di 190

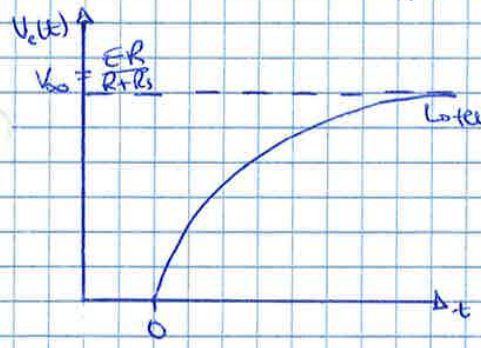
quando C si carica vede ai suoi capi un // tra R_s e R
$\Rightarrow \tau = C(R \oplus R_s)$
↳ R c'è perché il gen. di tensione ha $R_{INT} = 0$

dopo 2ms C avrà raggiunto ai suoi morsetti una tensione $V_c(2ms)$ [a 2 ms]
quando diventa uguale la tensione ai capi del gen. ⇒ si inverte la direzione di $I(t)$ perché prima C era caricato (I entrante nell'armatura superiore del condensatore) poi, quando la tensione si annulla ai capi del gen., C inizia a scaricarsi ⇒ eroga I positiva dalla sua armatura superiore (scorrendo in R e R_s)
⇒ quando V fornita dal gen. si annulla c'è inversione di I fino a $\frac{V_c(2ms)}{R_s}$

I diminuisce poi fino a 0 (sempre con $\tau = C(R \oplus R_s)$)

$V_c(t)$?

a $t=0 \to V_c = 0$ poi cresce e a $t=\infty$ C non c'è più e ai suoi capi ho
$V_\infty = E\frac{R}{R+R_s}$
tensione su C, quindi su R



V_∞ = max tensione su C quando è completamente carico

$V_c(t) = V_\infty(1 - e^{-t/\tau})$
$t=\infty \Rightarrow V_c(t) = V_\infty$
$t=0 \Rightarrow V_c(t) = 0$ valido!

$V_c(2ms) = V_\infty\left(1 - e^{-\frac{0.002}{\tau}}\right)$
con $\tau = C(R \oplus R_s)$

⇒ con $V_c(2ms)$ posso tracciare il punto in basso dell'esponenziale crescente (poi a $\frac{V_c(2ms)}{R_s}$)
⇒ conosco la dinamica di uscita (garantita in termini di I del gen.)

I varia tra $I_{max} = \frac{\overset{(2V)}{E}}{\underset{(1k\Omega)}{R_s}} = 2mA$ e $I_{min} = -\frac{V_c(2ms)}{R_s}$
$(|I_{min}| < 2mA)$

2 PROBLEMI:

1 _ i valori dati sono realistici (x avere 2V in 2ms devo disporre di 2mA)
→ problema perché le batterie litio-iodio funzionano bene se erogano μA e NON erogano I > 1,5-2 mA (anche in corto circuito)

2 _ x stimolare il muscolo cardiaco con sicurezza ⇒ impulso di tensione di qualche volt (5-6V anche) (< impulso (Δt) ⇒ > tensione)
MA la batteria eroga 2,8V

SOLUZIONI

1) anche x il defibrillatore cardioversore esterno (x comodità IO lo chiamo DCE) bisognava erogare 10-20 A ottenuti con pilastre a tensione di migliaia di volt (≫ di quella dati dall'accumulatore) (ampere e volt)
⇒ CONDENSATORE
(in un primo tempo immagazziniamo l'energia che poi trasferiamo)

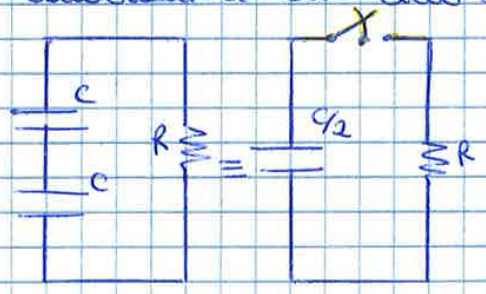
© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 35 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 37 di 190

avessi 3 condensatori ⇒ alla fine avrei $V = 3E_b$ (moltiplicatore della tensione di batteria)

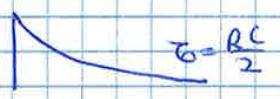
nei pacemaker, dal punto di vista dell'impulso di stimolazione, la tensione di batteria viene raddoppiata (~5V di uscita) o triplicata (7-8 V)

NON si usa x i DCE al posto del DC/DC converter perché con 2 condensatori che devo scaricare sul carico avrei



metto l'interruttore x realizzare lo stadio di uscita

su R la tensione è un esponenziale decrescente con $\tau = R\frac{C}{2}$



MA sul carico vorremmo, durante l'impulso di stimolazione, una tensione costante ⇒ serve τ molto grande

⇒ MA c'è il problema del valore della capacità tot. (+ condensatori ⇒ < capacità)

⇒ x trasferire grandi quantitativi di energia serve una alta capacità

⇒ NON si possono mettere tanti condensatori in serie x avere C_{tot} elevata (è fisicamente difficile da gestire, bisognerebbe mettere centinaia di condensatori ognuno con capacità elevata)

1/04/2016

MANUALE d'USO del PACEMAKER

COPERTINA

il nome del pacemaker indica una famiglia di più membri (ENVIA → 4 membri)

ProMRI → la famiglia di pacemaker indica la compatibilità (in condizioni precise ~ problema legato a gen. e catteteri, entrambi devono essere compatibili) con i pazienti che si devono sottoporre a risonanza magnetica funzionale
↳ oggi comuni

da 5-6 anni → in commercio disp. compatibili con la risonanza (come questo)

dall'immagine del pacemaker → il pacemaker può lavorare anche in HOME MONITORING (cioè può monitorare da casa)

tramite TELEMETRIA (polarità sull'impedenza riflessa) ci si collega con il pacemaker e si leggono le info diagnostiche ⇒ 1-2 volte all'anno il paziente deve andare in ospedale

MA così si notano eventuali malfunzionamenti, asintomatici dal punto di vista del paziente, solo qui 6 mesi

NON ci si può mettere meno tempo a causa di { lista d'attesa / disagio x il paziente

⇒ viene inserita comunicazione radio (banda 2-4 GHz) ~ HOME MONITORING
↳ tramite il comunicatore, che legge dati diagnostici del pacemaker e se non vanno bene li manda ad un centro

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 37 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 39 di 190

Tutti i pacemaker possono verificare se la stimolazione è efficace o no ciò consente di impostare una stimolazione poco al di sopra della soglia minima necessaria

se vogliamo essere certi che, con una certa durata dell'impulso di stimolazione (a dito nel polso) dobbiamo scegliere un'ampiezza che ci porta al di sopra (sufficientemente) della curva intensità-durata

più sono sopra la curva intensità-durata → ho + energia x stimolare (anche se ho più possibilità di ottenere la stimolazione voluta)
→ cerco di stare poco sopra la soglia x non consumare troppo

il pacemaker controlla la soglia di stimolazione e automaticamente adegua l'impulso dato

- capitolo dedicato al rate adaption
  ↳ adattamento della freq. di stimolazione al fabbisogno del paziente (si cerca di averla ≅ al ritmo fisiologico)
- funzioni antitachicardiche

su questo manuale → sono tutte PASSIVE (cioè consentono di prevenire condizioni che possono portare a tachiaritmia ventricolare modificando vari parametri del disp., MA senza agire direttamente sul muscolo cardiaco)

se fossero ATTIVE → spezzano la tachicardia ventricolare stimolando a bassa energia il muscolo cardiaco (x ristabilire il ritmo sinusale)

- capitolo su HOME MONITORING
- il disp. può funzionare come holter ⇝ registra un certo n° di ore di macchito se richiesto (ECG endocavitario)
- osservo il ritmo cardiaco atriale/ventricolare ⇒ posso sapere x quanti battiti cardiaci il disp. ha/non ha stimolato e se ci sono stati eventi aritmici; quali sono le statistiche di sensing (es: ampiezza media del segnale registrato ⇝ + bassa se c'è un malfunzionamento del catetere); statistiche di pacing (quanti battiti stimolati e che ampiezza compaiono)
  ↳ endocavitario
- funzioni legate al disp.

c'è l'elenco delle funzioni del disp. quando si fa un follow-up manuale del paziente ⇝ quando il paziente viene visitato il pacemaker può essere usato x dei test elettrofisiologici sul paziente (importanti x valutare lo stato clinico del paziente)
I 2 cateteri (in atrio e ventricolo) possono essere usati x TEST sul muscolo cardiaco

- PROMRI → uso del disp. all'interno di un apparecchio x risonanza magnetica funzionale

- dati tecnici ⇝ sommario delle caratteristiche tecniche

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 39 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 41 di 190

MODALITÀ di STIMOLAZIONE

↓

garantite dal dispositivo (antibradicardiche)

DDDR (modalità standard) → quando arriva dalla ditta
↳ che poi cambia automaticamente o meno una volta impiantato

i nuovi commerciali hanno un set ribbon

- modalità closed-loop (tipica e UNICA della "Biotronik")
- modalità standard (rate-adaptive)
- modalità x cambio al bisogno
- modalità modizionate

↳ un'altra ditta può avere la stessa tipologia di modalità, ma sotto forma e nome ≠

5/04/2016

caratteristica di tutti i pacemaker → possono misurare l'impedenza dei catteteri, soggetti a sollecitazioni meccaniche ripetute (1000/giorno) e importanti, in modo automatico utile x verificare quando si rompono data la alta probabilità

catetere x cardiostimolazione → impedenza da centinaio di Ω a 1-2 kΩ

Il catetere si deteriora:

1. se bipolare ⇒ c'è corto circuito e l'impedenza scende a pochi Ω
2. il catetere si rompe, si separa ⇒ c'è circuito aperto e l'impedenza sale ai MΩ

Per un catetere, una volta impiantato, varia poco l'impedenza
→ x questo pacemaker $100 < Z < 2500\ \Omega$ (a seconda del tipo di catetere)

Per misurare l'impedenza di un catetere → metodi ≠
Il catetere può essere assimilabile ad un bipolo
→ x misurare Z:

1. applico tensione nota ai morsetti del bipolo, misuro I ⇒ $R = \Delta V / I$
2. applico I nota, misuro la tensione ai capi del bipolo → $R = \Delta V / I$

Per questo pacemaker (come molti altri) → opzione ②

2. si fa scorrere nel catetere I nota e si misura ddp ai morsetti del catetere → si trova l'impedenza

cioè: scorre I → misuro tensione sul conduttore del catetere → calcolo R
(Rs è l'unico valore importante nella impedenza del catetere)

PROBLEMA: non si vede che la I scelta x calcolare R posso stimolare il muscolo cardiaco!!!!

Per evitare di stimolarlo con un impulso rettangolare di corrente eccessivo devo avere una energia associata all'impulso sufficientemente bassa (sotto la curva intensità - durata)

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 41 di 190

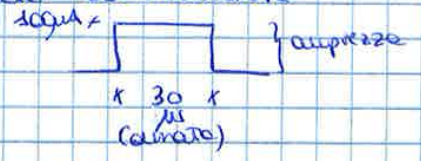
© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 43 di 190

[manovre fatte x il medico]

$R_s \simeq 1k\Omega$ $\quad C = 10\,\mu F$

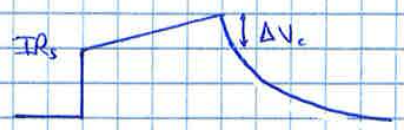
$V_c(t) = \frac{1}{C}\int_0^t i(t)\,dt$ ai capi del condensatore

impulso rettangolare di corrente



$\Rightarrow V_c(t) = \frac{1}{C}\int_0^t \overset{\text{cost.}}{i(t)}\,dt = \frac{I \cdot \Delta t}{C}$

se C scarico inizialmente $\Rightarrow V_c(t) = 0$
se guardiamo il fronte di I $\Rightarrow$ in corrispondenza c'è il fronte rapido di tensione (IR_s)



i_c non varia $\Rightarrow$ la tensione in C (da t=0) cresce linearmente nel tempo

quando I cessa $\Rightarrow$ la tensione su C (idealmente resta costante) decresce esponenzialmente nel tempo

$\Delta V_c = \frac{I \cdot \Delta t}{C}$

$\hookrightarrow$ variazione di tensione rispetto al valore iniziale

$IR_s = 100\,\mu A \cdot 1k\Omega = 100 \cdot 10^{-6} \cdot 10^{3} \simeq 100\,mV$

il pacemaker può misurare tensioni di 100 mV? sì, perché i segnali atrio-ventricolari sono dell'ordine di centinaia di μV $\Rightarrow$ 100 mV li misura e con risoluzione abbastanza buona

la misura si può effettuare 5-10-15... μs dopo il fronte di corrente (scelta arbitraria)

questa scelta influenza la misura?
Per capire quando misurare affinché sia meglio calcolo ΔV_c

$$\Delta V_c = \frac{100 \cdot 10^{-6} \cdot 30 \cdot 10^{-6}}{10 \cdot 10^{-6}} = \frac{100 \cdot 10^{-6} \cdot 30 \cdot 10^{-6}}{10^{-5}} = \frac{3 \cdot 10^{3} \cdot 10^{-6} \cdot 10^{-6}}{10^{-5}} = \frac{3 \cdot 10^{-9}}{10^{-5}} =$$
$$= 3 \cdot 10^{-4} = 300\,\mu V$$

$\Rightarrow$ se misuro al termine dei 30 μs, rispetto al valore iniziale farei un errore di 300 μV rispetto ad un plateau (fondo scala) di 100 mV (errore detto 0,3 %)
$\hookrightarrow$ andando ad eseguire la misura con questi valori al termine della stimolazione

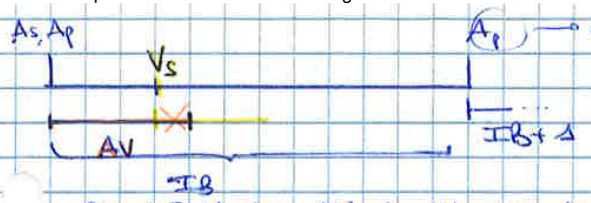
NON va molto bene perché sono al limite (rischio di non avere ancora corrente) $\Rightarrow$ posso far passare 10-15 μs con errore < 0,1 % (assolutamente misurabile) $\rightarrow$ sono in grado di risolvere $\frac{1\,mV}{100}$ comunque in qualunque punto

$\Rightarrow$ le prestazioni del disp. sono raggiungibili (non serve un ADC convertitore particolarmente raffinato o una sincronizzazione particolarmente precisa con l'impulso di misura della I)

Abbiamo fatto REVERSE ENGINEERING!

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 43 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 45 di 190



→ se non c'è A_s ⇒ A_p (ricominciando IB)

se c'è V_s in AV ⇒ AV termina prima, ma il disp. osserva l'atrio fino a fine IB
se in IB non c'è A_s ⇒ A_p (se c'è A_s termina prima e inizio un nuovo IB)

$VA = IB - AV$

In questa modalità c'è sincronizzazione tra atri e ventricoli perché AV (che inizia con un evento atriale spontaneo o pilotato) viene terminato, poi viene fatto partire VA (durante cui osservo gli atri), che parte prima se in AV ho V_s
C'è anche una doppia azione di inibizione (se c'è A_s inibisco A_p, se V_s inibisco V_p)
DDD ⇝ sincronizzazione e inibizione di atri e ventricoli (entrambe le camere)
[vedi 2 esempi sul manuale] subito dopo A_p abbiamo la risposta atriale

x ottenere le funzioni della modalità DDD il pacemaker usa dei CONTATORI (che garantiscono una funzione o evitano problemi)

CONTATORI

1) IB → determina la frequenza cardiaca quando non c'è presenza di ritmo intrinseco (↝ STABILITO dal paziente, se c'è, se no dal pacemaker)

se IB = [s] ⇒ $freq = \frac{1}{IB} \cdot 60$

quando il medico programma il pacemaker sceglie il valore di IB più opportuno x quel paziente nel momento di assenza di ritmo intrinseco

extrasistole = attività ventricolare senza quella atriale precedente (aritmia molto frequente) ⇝ per cui potrebbe partire un nuovo IB
↳ da tenerne conto nella progettazione di PM (ci sono anche in persone senza problemi!)

2) Periodo Refrattario Atriale (ARP)
↳ non del tessuto, ma del pacemaker

dopo che l'atrio si è eccitato spontaneamente o è stato stimolato ⇒ non potrà essere eccitato nuovamente prima di un certo tempo
⇒ introduciamo ARP in cui il pacemaker sta osservando l'atrio, ma non tiene conto della presenza di attività atriale elettricamente presente (perché fisiologicamente in quel periodo di tempo l'atrio non può eccitarsi una 2ª volta)
↳ dura minimo 225 ms
l'ARP inizia dopo qualunque attività elettrica dell'atrio (A_s o A_p)

PG. 98 → viene spiegato l'ARP e in che modo viene gestito

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 45 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 47 di 190

refrattario atriale (PVARP: "post ventricular atrial refractory period")

PVARP: intervallo fatto partire in corrispondenza dello stimolo del ventricolo e che serve x NON considerare come attività atriale lo stimolo ventricolo
in tutti i pacemaker

⇝ così NON considero un "falso" A_s

6/04/2016

PVARP → post ventricular atrial refractory period (PRINCIPALE CONTROMISURA!)
~.~.~.
le soluzioni individuate non sono uniche!
∀ pacemaker evita il problema in una certa % di soggetti, ma non dà una soluzione unica e definitiva (il pacemaker di questo manuale nasce nel 2011 ⇒ ancora stato dell'arte)
∃ anche strategie alternative

I pacemaker funzionano anche come holter, cioè registrano segnale ECG anche x lungo tempo ⇒ nelle ditte ci sono grupp database x trovare le soluzioni ottimali
nel manuale è indicata la soluzione migliore (in base alla % di pazienti con risultato ottimale) tra quelle possibili
~.~.~.~.
- ARP = atrial refractory period

P-synchronized = modalità asincronizzata sull'onda P
(la legge, ma non la considera)

ARP > AV (di poco) ⇝ si evita di considerare a livello atriale l'artefatto dovuto allo stimolazione del ventricolo
ma avere un ARP troppo lungo dà problemi (infatti talvolta è preferibile ARP ≤ AV)

l'insieme (catetere-gel) stimolatore-tessuti NON è puramente resistivo (ma R+C) se no l'artefatto avrebbe la stessa durata dello stimolo ventricolare, di 1 ms
⇒ con R+C ho un transitorio più lungo (che richiederebbe un ARP molto + lungo)
si preferisce avere un controllo ≠ (il PVARP, che parte sempre in corrispondenza di stimolazione del ventricolo)

MA anche avendo ARP > AV (di poco) e PVARP di una certa durata
⇒ la AFT è altamente improbabile, ma ancora possibile

4) INTERVALLO UTR ("Upper Tracking Rate")
cioè limita la massima frequenza di tracking

UTR parte in corrispondenza di V_s o V_p → si estende x un certo intervallo di tempo
utilità = evitare la ristimolazione delle camere cardiache troppo precoce

NON è possibile stimolare il ventricolo con $f > f_{max}$ impostata dal medico

ES: x un adulto UTR ⇝ ~140/150 battiti/minuto

f_{max} diminuisce con l'avanzare dell'età

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 47 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 49 di 190

AV di sicurezza viene attivato solo se c'è stimolazione atriale
↳ serve x evitare oversensing ventricolare e quindi l'inibiz. della stimolaz. ventr.

8) Intervallo di interferenza atriale + Intervallo di interferenza ventricolare

problematica importante → radiointerferenza (data spesso dal cellulare)

Problemi pacemaker:
- se vede attività che confonde con attività atriale, sincronizza quella ventricolare a quella atriale presunta ⇒ aumento di frequenza ⇒ interviene URL (la max freq. di stimolazione viene eliminata)
- se l'interferenza simula attività ventricolare ⇒ viene inibita la stimolazione

Modalità più comuni (entrambe inibite):
- monocamerali → VVI
- bicamerali → DDD

⇒ una sorgente elettrica esterna può inibire il cuore ventricolare ⇒ il soggetto non viene stimolato

poi ricompare V_s, ma a bassa frequenza tale da causare un forte capogiro se la situazione perdura ⇒ perdita di sensi

⇒ questo intervallo permette di gestire l'interferenza dovuta a campi elettrici esterni

il periodo refrattario atriale/ventricolare può aiuta → se ci fosse interferenza in questo periodo NON potrebbe essere confusa con attività atriale/ventr. perché si sa che non dovrebbe esserci (si vede e non si considera)

MA interferenza → qualche decimo di secondi o minuti
↳ può esserci durante tutto il ciclo cardiaco ⇒ la leggerei a fine ARP o VRP e quindi inibirei la stimolazione
→ PROBLEMA non risolto

Oggi NON esiste un pacemaker che riconosca il segnale in base alla morfologia, MA solo in base all'ampiezza del segnale

SOLUZIONE → stessa x interferenza atriale e ventricolare (cambio solo la camera considerata)

Quando inizia il periodo refrattario (atriale o ventricolare) inizia anche quello di interferenza (atriale o ventricolare) che compare a 50 ms

durata fissa x questa macchina

se in questi 50 ms viene sentito un evento (atriale o ventricolare a seconda della camera che stiamo considerando → molto precoce quindi molto probabile che sia interferenza) ⇒ l'intervallo di 50 ms termina e ne inizia uno nuovo (sempre nel periodo refrattario)
se continua ad esserci interferenza parte un nuovo intervallo di 50 ms e così via
[l'Atrial o Ventricular Interference Interval hanno DURATA FISSA di 50 ms]

nota la durata degli intervalli (che nascono di 50 ms, poi si accorciano perché ingrossi l'intervallo viene terminato e ne nasce uno nuovo) possiamo risalire alla freq. dell'interferenza
↳ perché c'è stata interferenza

se $f_{interf} > 1200$ battiti/minuto (cattivissimo) ⇒ l'intervallo di interferenza viene continuamente reinizializzato
⇒ il pacemaker non considera l'attività (è refrattario) x tutto TR

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 49 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 51 di 190

saturando un amplificatore → l'amplificatore richiede un certo tempo (~ decine di ms, tipicamente 100-200 ms) x uscire dalla saturazione

andare in saturazione = fenomeno istantaneo (viceversa ci vuole tempo)

se il canale si satura → perdo la possibilità di osservare la camera cardiaca x dei ms (50-100 ms)

DEVO osservare la camera cardiaca anche se ci sono AV, interferenze interne, ARP, ...
⇒ bisogna evitare la saturazione

Due metodi x evitare saturazione:
- scollego l'ingresso del canale ECG x il tempo sufficiente a garantire che l'artefatto dovuto alla stimolazione si sia esaurito, cioè rendo cieco il sist. di registrazione x 50-100 ms (≠ ARP, perché in ARP il sist. vede, ma non considera) → NON vede nemmeno nell'intervallo di blanking il sist. NON preleva il segnale (catetere scollegato dal sist. di amplificazione x l'intervallo di tempo necessario a garantire l'eliminazione del transitorio)

- abbasso l'amplificazione dell'amplificatore

  x es.: invece di amplificare 100 la faccio amplificare 1

  Terminato l'intervallo di blanking → torno ad amplificare 100 amplificando 1 al più vedo l'artefatto (non vedo i segnali!)

⇒ periodo di blanking = periodo in cui il catetere è scollegato o ho amplificazione ridotta fortemente

Questa scelta NON è dichiarata dal costruttore (bisogna aprire il pacemaker x scoprirlo)

gli intervalli di blanking atriale e ventricolare sono attivati in contemporanea in presenza di stimolazione
il problema di saturazione è solo legato all'artefatto dovuto alla stimolazione

quando c'è stimolazione atriale ⇒ artefatto più intenso a livello atriale (cioè più vicino al punto di stimolazione) ⇒ blanking atriale > di quello ventricolare (viceversa se stimolazione ventricolare)

~.~.~.

Ci sono modalità di base e altre che derivano da quelle di base (modalità intermedie)

ci sono pacemaker che lavorano diversamente in certe occasioni (possono lavorare in una modalità, ma sotto certe condizioni hanno la possibilità di lavorare in altra modalità)

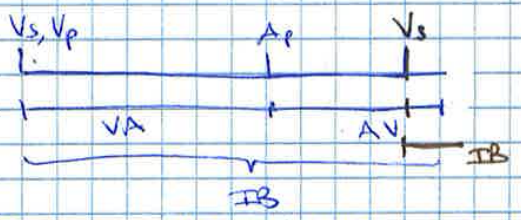
DDD e VVI → modalità di base

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 51 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 53 di 190

Se non c'è conduzione tra atrio e ventricolo e non c'è attività spontanea atriale ⇒ la modalità DDI, dal punto di vista funzionale, è simile alla DDD, cioè non essendoci attività né atriale né ventricolare c'è solo inibizione con la differenza che in DDI la IB parte da attività ventricolare (e non atriale come x la DDD)

2)



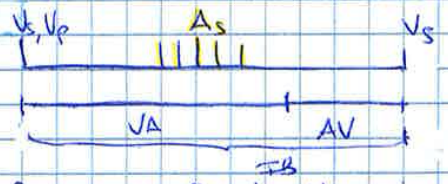
Suppongo che ci sia, durante AV, attività spontanea del ventricolo

Prima che AV finisca sento attività ventricolare V_s ⇒ IB termina prematuramente e da V_s parte un nuovo IB

Quando non c'è ritmo atriale sufficientemente frequente, al termine di VA viene stimolato l'atrio ma se all'interno di AV è stimolato spontaneamente il ventricolo ⇒ c'è inibizione dello stimolo che ci sarebbe al termine di AV e AV viene terminato prima così come IB

Per ora l'unica differenza tra DDD e DDI è che quest'ultimo sia ventricolo-guidato.

3)



Suppongo che in VA si osservi attività atriale spontanea (A_s)

In DDD vedendo attività ventricolare in AV esso terminava contemporaneamente alla attività ventricolare e partiva VA ⇒ c'era sincronizzazione tra attività ventricolare del ciclo n e attività atriale del ciclo n+1

Qui (DDI) se si sente A_s viene inibito lo stimolo al termine di VA, cioè l'atrio non viene stimolato di nuovo, ma VA giunge al termine e AV parte dalla fine di VA (non viene fermato prematuramente), mentre se in AV c'è V_s ⇒ AV termina prima e inizia un nuovo IB, etc...

Così si è perso la sincronizzazione tra attività atriale e ventricolare ⇒ il prossimo V_s sarà sempre al termine di IB indipendentemente da dove cade A_s (IB DURATA FISSA)

Se cade A_s in VA NON viene stimolato l'atrio alla fine di VA, ma AV parte sempre alla fine di VA

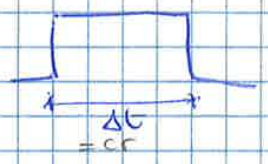
V_s arriverà sempre al termine di IB (non sincronizzata da A_s)

In DDD era importante che ci fosse sincronizzazione tra attività atriale e ventricolare perché, se scelta opportunamente, garantiva buona efficienza emodinamica del cuore (ritardo che garantiva che la contrazione dei ventricoli avvenisse nel momento in cui i ventricoli erano riempiti dalla contrazione atriale)

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 53 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 55 di 190

- $cr = 200\,\mu s$
  minimo dispendio energetico $\rightarrow cr,\ 2I_{rb}$



$R = 1\,k\Omega$
$E = 6\,\mu J$
I_{rb} ?
V_s ?

$\Delta t = cr$
$I = 2I_{rb}$

$$E = P \cdot \Delta t = V \cdot I_s \cdot \Delta t = R \cdot I_s^2 \cdot \Delta t$$

$$I_s = \sqrt{\frac{E}{R \cdot \Delta t}} = 5{,}4\ mA$$

$$\Rightarrow I_{rb} = 2{,}7\ mA$$

$$V_s = R \cdot I_s = 5{,}4\,V$$

- $C = 200\,\mu F$
  $V = 600\,V$ $\longrightarrow C_{eq} = 100\,\mu F$

$$E = 28\,J \Rightarrow E_i = \frac{16}{15} E = 29{,}87\,J$$

$I_T = 10\,\mu A$
$V_B = 3\,V$
$C_B = 1{,}5\,Ah$

Nscariche? in 5 anni

$$N_{scariche} = \frac{Q_{res}}{Q_{sb}}$$

$$Q_{sb} = NQ_c = \left(\frac{V_c}{V_B}\right) Q_c = 19{,}91\,C$$

$$Q = CV_c = 77{,}29\ mC$$

$$V_c = \sqrt{\frac{2E_i}{C}} = 772{,}92\,V$$

$$Q_{res} = Q_{BATT} - Q_T = 3844{,}8\ C$$

$$Q_{BATT} = C_{BATT} \cdot 3600 = 5400\,C$$

$$Q_T = I_T \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 \cdot 12 \cdot 5 = 1555{,}2\ C$$

$$N_{scariche} = \frac{Q_{res}}{Q_{sb}} = 193 \text{ scariche}$$

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 55 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 57 di 190

- $A_{OT} = 36$ mesi
  biccuale
  8h / day
  $V_s = 2V$
  $\Delta t = 200\mu s$
  $f = 125$ Hz
  $R_s = 1000\,\Omega$
  $I_F = 12\,\mu A$

  C_B ?

$Q_{TOT} = Q_F + 2Q_s$

$Q_{1s} = I \cdot \Delta t_s = \frac{V_s}{R_s} \cdot \Delta t = \frac{2}{10^3} \cdot 200 \cdot 10^{-6} = 400\,\mu C$

$Q_s = Q_{1s} \cdot f \cdot 60 \cdot 60 \cdot 8 \cdot 30 \cdot 36 = 1555,2\ C$

$Q_F = I_F \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 \cdot 36 \cong 1120\ C$

$Q_{TOT} = 4230,4\ C$

$\Rightarrow C_B = \frac{Q_{TOT}}{3600} = 1,175\ Ah$ ✓

Se considero 1 mese

$Q_s = Q_{1s} \cdot f \cdot 60 \cdot 60 \cdot 8 \cdot 30 = 43,2\ C$

$Q_F = 31,1\ C$

$\Rightarrow Q_{TOT} = 117,5\ C$

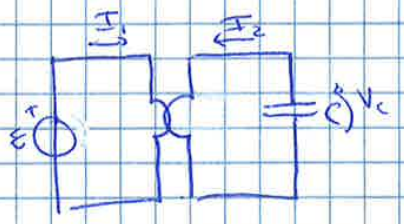
$\Rightarrow A_{OT} = 36$ mesi $= Q_B / Q_{TOT} = \frac{C_B \cdot 3600}{Q_{TOT}}$

$\Rightarrow C_B = \frac{36 \cdot Q_{TOT}}{3600} = 1,175\ Ah$ ✓

- Li-SVO
  $C_B = 1,3\ Ah$
  $V_B = 3,3\ V$
  $I_F = 10\,\mu A$
  $E = 30\ J$ N_s ?
  8 anni
  $C = 200\,\mu F$ → $C_{eq} = 100\,\mu F$
  $V_c = 400\ V$

$Q_{(SB)} = NQ_c$

$\begin{cases} V_2 = NV_1 \\ I_1 = NI_2 \end{cases}$



$N_s = \frac{Q_{res}}{Q_s}$

$Q_{SB} = NQ_c = \left(\frac{V_c}{V_B}\right) Q_c = 18,18\ C$

$V_c = \sqrt{\frac{2E}{C}} = 774,6\ V$

$Q_c = C_{eq} V_c = 77,46\ mC$

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 57 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 59 di 190

esempio: qui aspettiamo 4 cicli cardiaci prima di tornare all'IB breve (nei 4 cicli il pacemaker non vede A_s, quindi continua a stimolare a frequenza più alta) ⇒ se non avessimo avuto isteresi di frequenza avremmo stimolato a freq. più alta già al 2° ciclo

Se compare il ritmo spontaneo (a freq. intermedia tra quella base e quella di isteresi) si ristabilisce il ritmo

Solitamente si usano al più 10 cicli cardiaci (10-15s) x verificare la presenza di attività spontanea

> 180 A_s:
nel caso di ritmo stabile e allungamento ulteriore dell'intervallo RR
→ perdono pochi battiti per esempio è una pausa extrasistolica
⇒ questo meccanismo va tenuto solo se c'è ritmo atriale stabile precedente cioè che sono stati osservati almeno 180 (x questo marcelli eventi atriali spontanei consecutivi (2,5-3 minuti di ritmo atriale spontaneo)
Se invece non c'è ritmo atriale spontaneo x almeno 180 cicli cardiaci la funzione di isteresi ripetitiva non si attiva

Le funzioni relative all'isteresi possono essere attivate indipendentemente una dall'altra, cioè posso attivare l'isteresi della freq. e quella ripetitiva oppure solo quella ripetitiva che dà la possibilità di non perdere un ritmo spontaneo che esiste e che è stato stabile x un certo tempo

SCANSIONE di ISTERESI (pg 69)

Nel caso in cui il ritmo spontaneo sia mascherato dal ritmo stimolato

Isteresi della freq. e quella ripetitiva della freq. favoriscono il mantenimento di un ritmo spontaneo che però deve emergere da solo e, nel secondo caso, deve anche essere stabile x un certo tempo
Se il ritmo spontaneo potenzialmente ci fosse, ma non riuscisse ad emergere ⇒ non riuscirei ad averlo

ESEMPIO
ritmo atriale residuo spontaneo a 820 ms
ritmo stimolato a 800 ms
→ isteresi della freq. e ripetitiva non intervengono perché stimolando a freq. più alta non emerge il ritmo residuo

Questa funzione serve x cercare di far comparire un ritmo spontaneo durante seguente lunghe di stimolazione
Nel momento

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 59 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 61 di 190

se avessi avuto una soglia di cattura più alta avrei aumentato la durata dell'impulso di stimolazione x portarmi ad una soglia di cattura sufficientemente bassa anche nella fase di scarica della batteria

Questo pacemaker può stimolare con impulso > soglia di cattura con soglia di sicurezza fissa (500-600 mV) ⇒ certezza che il pacemaker stimoli senza sprechi di energia

dopo l'assunzione di farmaci → in un paziente può variare la soglia di cattura ⇒ il pacemaker adatta automaticamente l'ampiezza di stimolazione!

FUNZIONI del PM

(5) ISTERESI della FREQUENZA (pg 67)

PROBLEMA: cerchiamo di far sì che il pacemaker intervenga solo se necessario (quando il ritmo cardiaco residuo non è adeguato) ns il meno possibile

DDD → abbiamo una certa durata di IB
dopo averla individuata, se, data attività atriale, entro il termine di IB non vediamo un'altra attività atriale ⇒ A_p
MA se avessimo aspettato 10-20 ms forse avremmo visto A_s
ns il ritmo residuo potrebbe emergere (avrei ritmo atriale fisiologico)
⇒ potrei non stimolare

MA IB non deve essere troppo lungo perché, se il ritmo residuo è troppo lento, potrei avere ritmo stimolato troppo lento (⇒ ritmi competitivi e frequenza bassa)

IDEA: in DDD abbiamo A_p e IB (calibrato)
in IB vediamo A_s ⇒ c'è stata attività spontanea atriale
⇒ è probabile che ci sia anche al ciclo successivo
(se al ritmo n ho avuto A_s ⇒ al ritmo n+1 è probabile che ci sia)
⇒ in corrispondenza di A_s, se ho attivato RATE HYSTERESIS, l'IB viene allungato di 10-50 ms così da dare più tempo all'attività atriale successiva di comparire

IB allungato = intervallo di isteresi (in questo manuale talvolta solo la differenza tra IB normale e allungato)

IB = 800 ms
IB allungato = 850 ms

IB allungato = intervallo di isteresi = 850
int. di isteresi = IB allungato − IB = 50 ms

IB è stato allungato, ma entro il termine non abbiamo A_s ⇒ A_p e x il ciclo successivo IB torna quello originario

⇒ mantengo IB allungato ad ogni ciclo finché vedo A_s se no, non appena devo stimolare A_p perché non c'è stato A_s, l'IB successivo sarà di nuovo normale

si preferisce ritmo atriale spontaneo a ↓ freq. che A_p a frequenza > (che però garantisce un miglior emodinamica e ↓ probabilità di ritmi competitivi)

- DDD, DDT, VDD, AAT, AAI

- nelle modalità atriguidate l'intervallo di isteresi inizia sempre con eventi atriali sentiti (A_s)

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 61 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 63 di 190

RISPOSTA AL MAGNETE [pg. 44]

PROBLEMA:
abbiamo un paziente portatore di pacemaker con malessere importante da essere portato in pronto soccorso, ma di un ospedale senza un servizio di cardiologia abilitato a impianto e verifica di pacemaker
supponiamo che manifesti bradicardia → il dubbio del medico è che il pacemaker non funzioni correttamente
→ facciamo sì che tutti i pacemaker abbiano la possibilità di essere provati con una minima strumentazione (cioè un MAGNETE)

In un pronto soccorso qualunque ho un magnete, un elettrocardiografo e il libro (un grosso libro in cui sono indicati tutti i pacemaker in vendita all'interno di un territorio)
per sapere che modello è impiantato: o il soggetto ha la card del pacemaker datagli dopo l'impianto o gli si fa una lastra (torace diretto) perché tutti i pacemaker hanno la sigla radiologica riconoscibile.

Nel libro si trovano le funzioni del magnete, che si usa x sapere se il disp. funziona e se la batteria è in condizioni di carica accettabile o di ERI (il pacemaker, lavorando in modalità asincrona, dà info sulla batteria) e segnalando una freq. di stimolazione adeguata

Il paziente viene collegato ad un ECG, gli viene applicato un magnete sul pacemaker e il pacemaker dà risposta automatica, indicata sul libro

Per questa macchina:
per i primi 10 cicli dopo l'applicazione del magnete, il disp. stimola in modalità asincrona a 90 impulsi/minuto (freq. elevata x evitare la comparsa di ritmi competitivi)
se siamo in ERI → freq. di stimolazione 80 battiti/minuto
Poiché le modalità asincrone sono riscritte, dopo il disp. torna a funzionare usando il suo settaggio, la modalità notturna se selezionata e così via...
Durante la stimolazione asincrona AV è ridotto a 100 ms x avere la certezza di avere stimolazione ventricolare molto vicina a quella atriale ed evitare la uscita di ritmi competitivi

Il medico legge la freq. cardiaca e se corrisponde → capisce se il pacemaker sta funzionando (80 o 90 bpm)

Se l'ECG è un po' raffinato e di qualità abbastanza buona (~2500€) → il medico può vedere (se è stata selezionata una modalità monopolare) l'impulso di stimolazione registrato sull'ECG
↳ però non lo so

La macchina può anche essere programmata x funzionare in modalità totalmente asincrona → applicando il magnete si mette a funzionare a 90 battiti al minuto se la batteria va bene e ad 80 battiti/minuto se non va bene (ERI)

Il magnete può anche servire a stabilizzare il ritmo cardiaco del paziente → se la macchina è stata programmata in modalità asincrona finché il magnete è sullo stimolatore ho la certezza che la frequenza sia 80-90 battiti/minuto
(ho certezza di ritmo stabile)

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 63 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 65 di 190

MODALITÀ TRIGGERATE (DDT, VDT, DVT, AAT, WT)

Quando c'è inibizione la modalità è A DOMANDA, cioè il pacemaker eroga stimolazione solo quando l'attivazione della camera cardiaca considerata non ha avuto luogo normalmente (eroga se necessario)
Da queste modalità ne nascono altre triggerate, in cui NON c'è inibizione dell'impulso, cioè se sento attività ventricolare o atriale fuori dal periodo refrattario (all'interno non considero) NON inibisco lo stimolo della camera (cosa che succede nelle modalità a domanda)
L'impulso di stimolazione viene erogato immediatamente nella camera considerata

ESEMPIO: VVT
Modalità monocamerale: viene stimolato e osservato il ventricolo, non c'è attività di inibizione
Ci deve essere attività elettrica spontanea del ventricolo e dopo un breve intervallo di tempo viene erogato lo stimolo
Se c'è già attività spontanea perché triggerare (= rinforzare con stimolo)?
È opportuno robusto rinforzare l'attività spontanea con una triggerata x garantire una contrazione efficace del muscolo cardiaco (se no potrei avere un ventricolo che si contrae in modo meno completo)
Così ottengo una contrazione efficace delle camere cardiache considerate

Nelle modalità triggerate l'inibizione è sostituita dal triggering

MODALITÀ VDT

Modalità la cui utilità non è immediatamente intuibile

Perché dobbiamo VDT

Potrebbe essere sia atrio-guidato che ventricolo-guidato perché osservo entrambe le camere → derivando dalla VVT è ventricolo-guidato

Dal punto di vista della stimolazione è identica alla VVI (stessa temporizzazione), l'unica differenza è che nella VDT è osservato anche l'atrio al fine di abilitare la registrazione di attività elettrica atriale

La VDT non può essere attivata in un pacemaker monocamerale (D → bicamerale e non differisce in nulla dalla VVI x quanto riguarda il supporto al paziente, ma permette di fare studi di tipo elettrofisiologico

ESEMPIO:
voglio sapere se un paziente è a rischio di comparsa di PMT (dovuta a conduzione retrograda dello stimolo erogato dal ventricolo)
Nella VDI stimolo il ventricolo quando serve e leggo attività in atrio x vedere se l'attività atriale corrispondente può creare problemi di PMT

Modalità usata durante l'impianto del pacemaker o durante il follow-up del paziente x fare misure di conduzione retrograda, importante x caratterizzare l'ampiezza e il ritardo rispetto alla stimolazione del ventricolo
↳ sull'atrio

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 65 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 67 di 190

- Abbiamo una batteria da 1,6 Ah con una tensione a vuoto di 3,3 V. Vogliamo erogare scariche da 30 J con un consumo di fondo di 20 μA. Supponendo che la batteria eroghi 50 scariche/anno, qual è l'autonomia del dispositivo?

$C_B = 1{,}6\,Ah$
$E = 30\,J$
$V_B = 3{,}3\,V$
$I_F = 20\,\mu A$
$N_S = 50/anno$

$AUT = Q_B / Q_{TOT}$

$Q_B = 1{,}6 \cdot 3600 = 5760\,C$
$Q_{TOT} = Q_F + Q_S$
$Q_F = I_F \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 \cdot 12 = 622{,}08\,C$
$Q_S = Q_{1S} \cdot N_S$

$Q_{1S} = N Q_C \left(\frac{V_C}{V_B}\right) Q_C = 18{,}18\,C$

$E = \frac{1}{2} C V_C^2 = \frac{1}{2} Q_C V_C \Rightarrow Q_C V_C = 2E = 60\,J$

$Q_S = 50 \cdot Q_{1S} = 909\,C$

$\Rightarrow AUT = Q_B / Q_{TOT} = \frac{5760\,C}{909\,C + 622{,}08\,C} = 3{,}76$ anni

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 67 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 69 di 190

12/04/2016

AGGIUNTA:

- prima pagina in basso- seconda in alto:

una soglia di cattura di 1,2 volt è bassa rispetto a 400micros perché anche quando la batteria dovesse iniziare a scaricarsi (batterie Lt-I rimangono a tensione costante fino a fine vita quando diminuiscono repentinamente la tensione ai morsetti)→anche avessi tensioni di 2,5-3 V non faticherei ad ottenerle non considerando che questo pacemaker ha all'interno un circuito che triplica la tensione di batteria (arrivano fino a 7,5 V)

soglia di 1,2 V già adeguata perché se la tensione arriva a 2-2,2 volt anche triplicandola avrei del margine (arriverei a circa 6 V di tensione max avrei ancora un margine ampio per garantire la stimolazione in sicurezza)

se avessi avuto una soglia di cattura più alta avrei aumentato la durata dell'impulso di stimolazione per portarmi ad una soglia di cattura sufficientemente bassa anche nella fase di scarica della batteria

DALLA TERZA PAGINA IN POI

Il funzionamento è lo stesso
Nelle modalità DDD, DDT e VDD un'extrasistole fa partire un nuovo ciclo cardiaco

ISTERESI RIPETITIVA (pg 68)

Talvolta può capitare che ci sia ritmo spontaneo atriale presente grazie all'allungamento di IB

X es:

IB=800ms
AV=820ms→ IB allungato (intervallo di isteresi) di 850ms→il ritmo atriale spontaneo compare

Però può capitare che, se abbiamo attivato la funzione isteresi di frequenza, se avessi As persistente però avessi poi un intervallo RR che si allunga tanto da uscire dall'intervallo di isteresi automaticamente tornerei all'IB precedente→Cosi perdo un ritmo spontaneo che potrebbe essere sfruttato
Es: IB=800ms
Intervallo base allungato= 850ms
Ritmo= 820ms
RR= 860ms
→al termine degli 850ms il pacemaker stimola prendendo il controllo dell'atrio e al ciclo cardiaco successivo IB torna ad essere di 800ms e, essendo il ritmo residuo di 820ms, non emerge

La comparsa di un intervallo RR allungato (per es a causa di una extrasistole, cioè un battito prematuro seguito da una pausa extrasistolica>intervallo RR medio) può farmi perdere la possibilità di usare un ritmo base ampiamente soddisfacente a causa della funzione isteresi di frequenza
Basta un IB allungato in cui non vedo attività spontanea che torno indietro

→modifico questa funzione consentendo di mantenere IB allungato anche se per un certo numero di cicli cardiaci successivi anche se ho ritmo residuo lento tale da dover stimolare
Prima di tornare ad IB aspetta N eventi

FIGURA: pallina=As- frequenza base (più alta) -frequenza di isteresi (più bassa)

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 69 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 71 di 190

Aspetto di nuovo 180 cicli ognuno di 800ms e poi riprovo a cercare con un IB di 850ms finché trovo ritmo spontaneo, che poi mantengo
Ne uscirò quando avrò un evento stimolato

VANTAGGIO: ho spezzato un lungo periodo di stimolazione che altrimenti non sarebbe stato spezzato stimolando a frequenza un po' più bassa
Questa funzione può essere usata indipendentemente dalle altre due

CONCLUSIONE
L'isteresi della frequenza serve sempre per riuscire a promuovere ritmo spontaneo in due modi diversi:
- isteresi della frequenza e ripetitiva conservando un ritmo spontaneo che riesce ad emergere da solo
- scansione di isteresi favorendo la comparsa, durante lunghi periodi di stimolazione, di un ritmo spontaneo che c'è ad una frequenza intermedia tra quella base e quella di isteresi

AV DINAMICO (PG 72)

Controllore della DDD
I pacemaker, per migliorare l'emodinamica e per avere un comportamento simile a quello fisiologico, sono in grado di adattare la lunghezza di AV rispetto alla stimolazione del ventricolo

Nel funzionamento fisiologico del cuore, provando a fare un ECG sotto sforzo, partiamo da una frequenza base a riposo, poi iniziamo allo sforzo fino a 140-15 battiti al minuto e osservando AV vediamo che diminuisce tanto più sale la frequenza cardiaca
Se frequenza di 60 battiti/min→AV più lungo che non a 100-150 battiti/min (per favorire la corretta sincronizzazione tra attività di atri e ventricoli e ottimizzare l'efficienza di pompa del cuore)

Idea di adattare in modo automatico la durata di AV in base alla frequenza cardiaca, desunta a partire dalla conoscenza di IB considerando un certo numero di intervalli
Questo dispositivo ne considera 6 e ad ognuno associa una specifica durata dell'intervallo AV
La frequenza cardiaca cresce con la diminuzione della durata di AV

Quando considero un particolare paziente voglio avere una variazione dinamica che sia diversa magari da un altro

TABELLA (PG 73)

Questa macchina consente di selezionare 3 diverse modalità di variazione di AV, una variazione LOW, una MEDIUM e una HIGH: se seleziono la modalità low→fino a 60 ppm AV ha durata di 180ms (poco più bassa di un AV normale, che a quelle frequenza è di circa 200ms), se la frequenza sale tra 61 e 80 ppm→AV diminuisce fino a 170ms, e così via fino a 140 ppm si ferma a 140ms anche se la frequenza dovesse salire
Se uso medium o high ho un range di regolazione di AV maggiore

Un adattamento di AV è utile nei soggetti giovani e attivi e non per un anziano che fa poco movimento

Intervallo AV dinamico IMPORTANTE!!!

ISTERESI DI AV (Pg 80)

L'isteresi della frequenza serve per far comparire un ritmo atriale spontaneo o per mantenerlo se già c'è

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 71 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 73 di 190

13/04/2016

ISTERESI NEGATIVA DI AV

In certi casi è importante supportare la stimolazione del ventricolo
Per evitare che la conduzione naturale avvenga e inibisca il pacemaker in modalità inibita serve avere un AV breve
Se ho conduzione normale, cioè per esempio il tempo che trascorre dalla depolarizzazione degli atri a quella dei ventricoli è 180ms e regolo AV a 200ms→avrà il sopravvento la conduzione naturale (ciò che su vuole in molti soggetti)
Invece in alcuni soggetti è importante favorire la stimolazione del ventricolo perché è vero che il ventricolo si contrarrebbe per conto suo, ma la contrazione che il ventricolo effettuerebbe in quella condizione sarebbe poco efficacie perché il cuore è danneggiato (cardiomiopatia ostruttiva ipertrofica per es)
→approccio diverso
Soggetti affetti da cardiomiopatia ostruttiva ipertrofica→normalmente si evita la stimolazione non necessaria del ventricolo, in questi soggetti si incentiva la stimolazione ventricolare (rispondono meglio alla stimolazione che alla contrazione spontanea)

Si cerca di impostare un AV breve, a seconda dell'AV normale del soggetto (se 180ms normale→lo imposto di 50-60ms inferiore per avere certezza che sia il pacemaker a stimolare il ventricolo)

Si può fare scegliendo un AV strandard breve
Si preferisce però, per avere un pacemaker più versatile da usare su diversi pazienti, rendere possibile scegliere un intervallo di isteresi negativo così da ottenere un AV "allungato" corrispondente ad AV normale+quello di isteresi (neg) quindi = intervallo AV più breve)
MA intervallo di isteresi viene scelto dal pacemaker stesso a seconda di AV standard

TABELLA
Riporta AV standard selezionato (da 100 a 350ms)
Se viene attivata la funzione isteresi negativa AV standard viene accorciato, mentre se AV standard<100ms
→non ha senso abbreviarlo tramite la funzione di isteresi negativa di AV (è gia al limite inferiore)
AV =120 ms→isteresi negativa di AV→AV effettivo di 100ms
Etc…
Vengono sottratti da AV standard tra i 50 e i 100-110 ms (a seconda del valore)
>AV→>la durata dell'isteresi negativa

Per alcune tipologie di pazienti è favorevole la stimolazione del ventricolo→isteresi negativa di AV

PG 86
La stimolaz del ventr dx (nell'apice) è il meglio che si può ottenere usando la tecnologia classica dei pacemaker e dal punto di vista di avere una contrazione ventr più simile a quella fisiologica, MA non è abbastanza perché ho una contrazione asimmetrica dei ventricoli
Una contrazione asimmetrica dei ventr non porta grandi problemi emodinamici, ma recentemente (1995-2005) è stato dimostrato che la stimolazione frequente con i pazienti che hanno bisogno di una stimolazione atrio ventricolare lunga sono a maggior rischio di due problemi dovuti alla stimolaz ventr dx

1. Cardiomiopatia congestizia
2. Fibr atriale

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 73 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 75 di 190

Facilitiamo la soppressione di Vs (cioè il passaggio da DDD a ADI) allungando AV (portato a 450 ms (condizione limite)→per questo pacemaker)
Cerchiamo di sfruttare la conduzione atrio ventricolare residua
In ADI il pacemaker continua a permanere fino a due cicli senza Vs→ritiene che si sia instaurato un blocco atrio ventricolare→torna a funzionare in modalità DDD
→ogni tanto verifica se c'è il Vs e così torna in modalità ADI
Sicuro perchè il pacemaker, se c'è blocco atrio ventricolare totale, può tornare a funzionare in DDD

DDD to ADI (pg 88)

Il pacemaker funziona in modalità DDD ed è stato impostato per implementare da solo la modalità ADI
In corrispondenza di un singolo eventro ventricolare sentito o dopo 30 s di stimolazione ventricolare continua, si verifica se ci può essere una conduzione atrio ventricolare sufficientemente stabile (ricerca della continuità di Vs)

Voglio essere sicuro che la condizione sia stabile prima di cambiare modo…cambi di modo continui danno problemi

Per eseguire la ricerca di CONTINUITÀ DI CONDUZIONE si imposta AV a 450 ms e si osserva per 8 cicli cardiaci→se almeno 6 cicli (posso programmare da 2 a 8 cicli) sono tali da mostrare presenza di conduzione spntanea allora c'è continuità della conduzione e si può passsare in modalita ADI (AV 450 ms, non stimolo il ventr)→si torna in DDD se per due cicli non ho Vs (al più il cuore salta due contrazioni ventr→capogiro)

Se la continuità non è soddisfacente (almeno 6 cicli su 8 con Vs) si torna a modalità DDD e si aspetta il successivo Vs oppure si aspettano 30s
→Per far riemergere una contrazione ventricolare che potrebbe esserci allungo AV e analizzo 6 cicli

PROBLEMA: ogni 30s viene, nel caso in cui non sia sufficientemente rapida la contrazione ventricolare, eseguito il test di continuità Vs (sempre in modalità DDD), MA il test si fa con AV di 450 ms (molto lungo, in alcuni soggetti può creare disagio)
Svantaggio: ogni 30 s si rallenta AV

PG 89
Si cerca di rendere intelligente la fase di ricerca
Se la ricerca da risultato negativo→in quegli 8 cicli la conduzione atrio ventricolare non è risultata stabile
Eseguendo la ricerca ogni 30s ce ne vogliono un certo numero per trovare Vs
Se la prima ricerca dopo 30s di ritmo stimolato va a vuoto→lascio passare 1 minuto (> tempo in cui non c'è stata conduzione atrio ventricolare spontanea tanto più è improbabile che ci sia a breve)
Ogni volta raddoppio l'intervallo di tempo per iniziare la ricerca fino a 128 min (di assenza di conduzione atrio ventr stabile)→passo successivo dopo 20h (perché non c'è prima di sicuro)
20h pervhè cosi ricomincio la ricerca sempre ad un'ora diversa dal giorno precedente (per questo non scelgo 24h)
Poiché talvolta un blocco AV è presente in certe ore e non in altre massimizzo la possibilità di trovare Vs
→RICERCA INTELLIGENTE

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 75 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 77 di 190

Se siamo in DDD e abbiamo frequenza atriale alta, in corrispondenza di As parte AV e al suo termine se non c'è stata Vs si stimola il ventricolo→posso portare i ventricoli ad essere attivati ad una frequenza più alta di quella necessaria perché ho per esempio fibrillazione atriale
Non capiterebbe nella DDI, mentre nella DDD si perché è atrio guidata-→la DDI è ventricolo guidata quindi non posso portare tachiaritmia atriale ai ventricoli (MA sono modalità meno fisiologiche delle atrio guidate)
Il pacemaker osserva il ritmo atriale, noi individuiamo una soglia (ritmo atriale Oy- tempo Ox)
Se il ritmo atriale supera la soglia→c'è tachiaritmia atriale che non vogliamo portare ai ventr
Lavoriamo in DDD, osservo a gruppi di 8 i cicli cardiaci
Suppongo che io abbia impostato un criterio del tipo 5 su 8→ vedo che ci sono 3 cicli sotto la soglia per l'intervento dello switch e 5 al di sopra→presenza di tachicardia atriale→dato che ho raggiunto 5 su 8 (valore che avevo scelto) cambia la modalità di funzionamento (da DDD a DDI)
Il ritmo atriale permane finché vedo raggiunto o superato il criterio 5 su 8 permango in modalità DDI in cui la tachicardia atriale non è trascinata ai ventricoli
→il paziente ha fibrillazione atriale, ma non è sintomatico poiché non ho tachicardia ventricoli

Ad un certo punto sono in DDI e il criterio 5su 8 non è più soddisfatto→dal prossimo gruppo di 8 cicli commuto in DDD

Sfrutto DDD perché più fisiologica finche posso, poi se c'è tachicardia atriale facilmente rilevabile→cambio modalità e ne scelgo una meno vulnerabile alle tachicardie atriali (in particolare la DDI, mai impostata come modalità base)→uno dei metodi PASSIVI del pacemaker per contrastare la comparsa di tachicardia ventricolare
→conosciamo il cambio di modo DDD-ADI (attivo, basato sulla stimolazione, a bassa energia, del muscolo cardiaco) e ADI-DDD (passivo, basato su misure precauzionale per evitare tachicardia ventricoli)

I due cambi di modo (DDD&ADI e DDD&DDI) possono coesistere perché tachicardia ventr può esserci in entrambi i modi: possiamo avere cambio di modo attivo DDD-ADI oppure, siccome possiamo avere la comparsa di tachicardia atriale tanto nel momento in cui siamo in DDD tanto in ADI, il dispositivo è in grado di verificare la comparsa di tachicardia atriale
Se siamo in ADI la tachicardia atriale automaticamente ci porta in modalità DDI (se è stato attivato il mode switch in protezione dalle tachicardie atriali→in DDI permaniamo finché è giustificata secondo la regola "x su 8"→quando non è più giustificata perché il ritmo atriale dalla DDI passiamo alla DDD (MAI direttamente dalla DDI alla ADI direttamente)
Se siamo in DDD in presenza di tachicardia atriale passiamo in DDI e quando scomparsa torniamo in DDD

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 77 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 79 di 190

Partendo da uno stimolo sopra soglia tutto funziona→ e poi diminuiamo progressivamente la ampiezza dello stimolo finche smette di rispondere poi ricomincio ad aumentare finché risponde di nuovo→individuo la soglia di stimolazione

2. Parto dall'ampiezza di stimolazione sotto soglia (bassa) e aumentiamo l'ampiezza finché il muscolo inizia a rispondere→ individuo l'ampiezza della soglia di stimolazione

Preferibile la seconda possibilità perché così il dolore corrispondente allo stimolo cresce, ma quando arrivo alla soglia il dolore è ancora accettabile (non parto dal dolore massimo, cosa che succede nella prima possibilità)

Stessa idea per misurare la soglia di stimolazione di atri e ventricoli, ma:

1. il cuore si contrae da solo→il soggetto non può controllare il battito
2. gestito il primo problema, dal punto di vista cardiaco conviene scegliere la prima possibilità perché un'ampiezza elevata a livello cardiaco non provoca alcuna sensazione, per cui non c'è situazione di fastidio del paziente
   Ampiezza elevata (comunque ragionevole) non ha particolari implicazioni→partendo con ampiezza elevata al primo impulso il cuore risponderà

<u>IDEA</u>
Si parte con un impulso di ampiezza grande→l'atrio risponde depolarizzandosi→se la frequenza di stimolazione è sufficientemente alta allora prendiamo controllo del ritmo cardiaco
Se prendiamo controllo del ritmo cardiaco abbiamo risolto il problema del fatto che il cuore si contrae periodicamente perché si contrarrà quando decideremo noi, cioè quando stimoliamo

→idea di stimolare ad alta frequenza e in seguito alla stimolazione abbiamo la risposta dell'atrio arriva 1-2ms dopo la stimolazione (quasi istantanea), MA non riusciamo a studiarla bene perché contemporaneamente alla stimolazione si creano artefatti tra cui quello della polarizzazione dell'elettrodo, che si confonde con il segnale da studiare

→a livello atriale si usa una tecnica del tipo: ci si accorge di non aver depolarizzato gli atri non perché manca il potenziale di depolarizzazione degli atri, ma perché vedo comparire As
Io stimolo→non ho risposta (a ritmo un po' più alto di quello di base), ma compare As→la stimolazione non è andata a buon fine
Per evitare di studiare il potenziale di depolarizzazione dell'atrio conseguente allo stimolo, che per artefatti potrebbe essere affetto da disturbi, preferisco accorgermene vedendo comparire As

MA devo stimolare a frequenza abbastanza alta da prendere il controllo del ritmo cardiaco (cioè aver effettuato un OVER DRIVE PACING)
Over drive pacing=pilotare sopra il normale pilotaggio degli atri (in questo esempio degli atri)→lo posso fare stimolando a frequenza superiore a quella del ritmo intrinseco

Il ritmo intrinseco viene valutato usando la media del ritmo istantaneo degli ultimi 4 cicli
Il ritmo intrinseco può essere:

- più alto della frequenza di stimolazione programmata: quando si attiva la funzione della verifica di cattura atriale la max frequenza di stimolazione programmabile è 108 bpm
  Se la frequenza atriale è più veloce di quella programmata (che non può superare i 108 battiti al minuto) →il test viene portato avanti con la frequenza cardiaca+20%

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 79 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 81 di 190

Può capitare che il dispositvo scenda a passi di 600mV fino a 600mV se la soglia è molto bassa→non ha senso continuare a diminuire di 600mV perché arriverei a 0→a 600mV scendo comunque di 100mV

[ESEMPIO FIGURA
Il dispositivo inizia con ampiezza di stimolazione di 3V, poi scende di 600mV fino a 2,4 perché a 3V non c'è perdita di 2 risposte su 5 stimoli, poi scendo a 1,8, poi a 1,2 poi a 600mV dove c'è la perdita→la soglia è compresa tra 600mV e 1,2V→per determinarla con maggior accuratezza se ho perso 2 risposte su 5 riparto da 1,2V e riscendo a passi di 100mV finché arrivo a perdere 2 risposte a 700mV→torno indietro di 100mV e questa è la soglia
Il dispositivo sa che la soglia è 800mV]

Pg 187

È più complesso di così perché potrebbe capitare che, finché c'è stimolo seguito da cattura (cioè non ho attività spontanea), AV è normale
Se però mancasse la cattura AV passerebbe ad essere quello naturale→c'è una dissincronizzazione di AV
Dopo ogni gruppo di 5 tentativi, sia che siano andati a buon fine o meno, do un impulso di sincronizzazione che garantisce che ogni nuovo gruppo di 5 stimoli parta con AV sincrono
L'impulso di sincronizzazione deve avere ampiezza tale da garantire la cattura se no, se dessimo un impulso e non avessimo cattura, l'impulso di sincronizzazione non avrebbe efficacia

Come viene selezionata l'ampiezza dell'impulso di sincronizzazione?

Finché stiamo riducendo l'ampiezza con incrementi di 600mV l'impulso di sincronizzazione
Nel manuale viene indicata la tensione, che determina la differenza tra impulso di sincronizzazione e l'ampiezza dell'impulso (sempre stessa durata di 400ms)→se la durata è fissa l'energia è legata alla tensione→in questo manuale si parla di pacing energy (se non aumenti l'ampiezza di stimolazione l'energia dell'impulso non cambia)

L'impulso di sincronizzazione, nella fase in cui riduciamo di 600mV e c'è sempre stata risposta, ha la stessa ampiezza (perché bei 5 impulsi precedenti con quella ampiezza non può che essere lo stesso per quello di stimolazione)
Stessa cosa per 1,8V, c'è sempre stata cattura→l'impulso di sincronizzazione è a 1,2V
A 1,2V si passa a 600mV→dopo 4 cicli 2 hanno dato non cattura→termina la sequenza di 5
Quindi ho riduzione senza ampiezza dello stimolo→la stessa ampiezza del test
600mV+600mV→l'impulso di sincronizzazione viene ancora data di 1,2V
Da 1,2V diminuisco di 100mV, a 1,1V c'è cattura per 5 tentativi→quando i decrementi sono di 100mV l'impulso di sincronizzazione è lo stesso del est+500mv→vado a 1,6V
Diminuisco di 600mV, ho 1 cattura e 2 non catture→terminiamo e abbiamo l'impulso di sincronizzazione che è ad 1V+500mV→la soglia è 1,1V perché l'ultima prova è stata fatta a 1V e devo tornare indietro di 100mV

Questo per la soglia atriale→quella ventricolare è misurata diversamente!

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 81 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 83 di 190

1a cosa=analisi del segnale
Se non ha successo→tutto si ferma e la valutazione si ripete successivamente
Se l'analisi dimostra che la qualità è sufficiente→ricerca della soglia e adattamento dell'ampiezza di stimolazione alla soglia
Se l'adattamento della soglia avviene con successo ad ogni impulso ci sarà la verifica di cattura, che se fallisce il dispositivo emette uno stimolo di back up di 130ms dalla mancanza dello stimolo (il paziente non se ne accorge)

FIGURA
Per quanto riguarda l'algoritmo per determinale la qualità del segnale non viene detta dal costruttore, ma è determinata confrontando la risposta evocata con quello che è l'artefatto di polarizzazione dell'elettrodo
se lo stimolo è efficace→artefatto di polarizzazione che precede la risposta
se lo stimolo è stato inefficacie→vedo solo artefatto di polarizzazione

ANALISI DEL SEGNALE (pg 115)

Se voglio confrontare artefatto da stimolazione e segnale completo, quindi risposta allo stimolo e artefatto da stimolazione, devo essere in grado di isolare l'artefatto da stimolazione
Isolare l'artefatto da stimolazione non è semplice perché artefatto e risposta sono difficilmente distinguibili→analizzando i 5 cicli si è in grado di dire che quella è l'insieme di risposta+artefatto, ma senza distinzione
Il problema è che se devo dire se c'è stata risposta allo stimolo NON posso guardare l'assenza (non posso aspettare e perdere un battito!), ma devo osservare la forma d'onda della depolarizzazione del ventricolo e decidere se c'è o meno
Devo sapere quale è la forma d'onda dello stimolo e della risposta, MA io vedo entrambe insieme

PROBLEMA1
Nella realtà le risposte non sono identiche, ma leggermente differenti→prendo la forma d'onda media
Considero 5 cicli cardiaci, c'è risposta ad artefatto di polarizzazione e risposta
Sto lavorando con ampiezza di stimolazione che garantisce la cattura del ventricolo
Meno cicli prendi, più è veloce l'algoritmo e meno è accurato
Per isolare l'artefatto da stimolazione→per altri 5 cicli: si stimola una volta che avrà il suo artefatto da stimolazione e la sua risposta, ma durante la risposta (100ms dopo questo stimolo→in pieno periodo refrattario del ventricolo) dai un altro stimolo che non ha risposta perché in corrispondenza del periodo refrattario→SOLO risposta artefattuale
Le 5 forme d'onda saranno diverse→media
Se da questa media sottrai la media delle forme d'onda precedenti isoli l'artefatto di stimolazione (che è l'unica differenza tra le due)

Se sai quale è la forma dell'artefatto da stimolazione, riallineando i potenziali precedenti e attuali, ottieni la forma d'onda della risposta pulita
Avendo a disposizione artefatto da stimolazione isolato e la forma d'onda che corrisponde all'artefatto da stimolazione si può valutare qualitativamente il segnale (valutazione

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 83 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 85 di 190

19/04/2016

CAPACITÀ DIAGNOSTICA DEL PACEMAKER (pg 184)

In che modo il pacemaker raccoglie dati utili al cardiologo nella gestione del paziente

Il pacemaker osserva, se lavora in modalità con sensing abilitato per almeno una camera, 24h su 24 l'attività in una o due camere cardiache→fornisce info che può essere memorizzata nella maggior parte dei casi per un periodo continuativo fino a 240 giorni (8 mesi)

Come e cosa memorizza?

Sono memorizzati numerosi dati:

- Aspetti legati alla temporizzazione del dispositivo
- Aspetti legati a episodi di tachiaritmia atriale o ventricolare (il pacemaker la rileva, la registra e la comunica con precisione di data, ora e durata)
- Dati relativi all'attivazione del sensore (cioè viene memorizzata l'attività fisica del paziente)
- Dati relativi all'attività di sensing e stimolazione

Questi dati per essere utili devono essere consultati rapidamente e con facilità

Normalmente per la gestione di un paziente i dati registrati dal pacemaker sono sovrabbondanti→il cardiologo deve poterli consultare efficientemente (per non perdere tempo)
Per riassumere la grossa mole di dati registrati e per mostrarla in modo efficacie, il pacemaker usa 3 diversi tipi di presentazione:
- basata sui contatori di eventi
- basata su istogrammi
- basata su trend

STATISTICHE

1. TEMPORIZZAZIONE DEL PACEMAKER
   Statistiche disponibili:
- contatori di eventi
  sono dei contatori che tengono conto di quante volte si è verificato un certo evento su un certo intervallo di tempo
  gli eventi considerati sono eventi relativi a sensing atriale, a stimolazione atriale, a sensing ventricolare e stimolazione ventricolare
  per esempio:
  1- primo evento attività atriale propria, cioè sentita al di fuori del periodo refrattario atriale→depolarizzazione spontanea dell'atrio
     As in un paziente dal punto di vista atriale non dipendente da pacemaker, abbiamo solo eventi di tipo As
  2- Eventi As in PVRP, cioè eventi As riconosciuti come depolarizzazione spontanea degli atri, ma sono andati a cadere in PVRP→sono stimoli al ventricolo condotti in atrio (il medico deve sapere che c'è rischio di PMT)
  3- Eventi ARS, cioè eventi atriali spontanei, ma sentiti all'interno del periodo refrattario dell'atrio

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 85 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 87 di 190

2- andamento della stimolazione in termini di percentuale dei cicli cardiaci->com'è evoluta nelle ultime 24h la percentuale dei cicli stimolati rispetto a quelli spontanei
in un paziente non con pacemaker la percentuale Pacing Rate è bassa, in un paziente dipendente da pacemaker è alta
serve per un sintomo riportato nelle ultime 24h

- trend su 240 gg (precedenti)
serve per avere un'idea dell'evoluzione dei parametri su tempi lunghi

- istogrammi delle frequenze cardiache
le macchine bicamerali possono calcolare separatamente la frequenza atriale e ventricolare
in un soggetto con soli episodi As e Vs le frequenze saranno identiche (NESSUNO→perché tutti abbiamo delle extrasistole)
in un soggetto con pacemaker potremmo avere ritmi sensibilmente diversi tra atri e ventricoli→utile sapere di quanto

2. CONDIZIONI RIFERITE A PRESENZA DI ARITMIA
Interessanti per il cardiologo
- Atrial burden
Insieme degli episodi di tachicardia traiel
Ci sono due forme di tachicardie atriali: flatter atriale e fibrillazione atriale (non distinte dal pacemaker)
Il dispositivo è in grado di riportare la durata dei singoli episodi di tachicardia e la durata tot di tutti gli episodi di tachicardia atriale
- Distribuzione del tempo
La distribuzione delle tachicardie atriali nelle ultime 24h così da eventualmente verificare che non coincidano con l'assunzione di farmaci
- Mode switching
È importate sapere se ci sono stati eventi di cambi di modo, per quanto tempo è durato il cambio e com'era in quel momento la freq cardiaca così che il cardiologo ricostruisca la storia del cambio di modo e quindi di eventi aritmici

3. STATISTICHE VENTRICOLARI
- Legate alla comparsa di extrasistoli ventricolari, che possono essere di tipo diverso
  1- Singole
  2- delle coppie
  3- delle triplette
  4- dei runs (brevi: 4-8 extrasistoli di seguito; lunghi: >8 extrasistoli)
- episodi di frequenza ventricolare elevata

4. STATISTICHE DEL SENSORE

se l'impostazione della modulazione del sensore è corretta→il oacemaker registra info relative all'attività del sensore
Per esempio:
- Istogramma del sensore

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 87 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 89 di 190

Il dispositivo misura periodicamente l'impedenza del catetere, la memorizza e fornisce un andamento del trend dell'impedenza del catetere su intervallo di tempo fino a 240gg
Molto importante perché e c'è crescita eccessiva di tessuto connettivo o dislocazione del catetere si vede modificare l'impedenza del catetere→meglio che il medico se ne accorga prima che causi un malfunzionamento del dispositivo
Da qualche centinaio di ohm a poco più di 1 kΩ, ma il dispositivo misura e rappresenta impedenza del catetere tra 0 e 2,5kohm

2- Ampiezza dell'impulso di stimolazione e la soglia di cattura
Se l'impulso di stimolazione viene adattato automaticamente alla soglia di cattura
I valori di entra, se sono riferite ad un giorno e il dispositivo fornisce l'andamento di questi due parametri sotto forma di trend fino a 240gg
Serve per verificare che effettivamente ci sia stata adeguatezza dal punto di vista dell'ampiezza di stimolazione

3- Istogramma dell'ampiezza de3gli impulsi di stimolazione
Il dispositivo può dirmi la distribuzione in frequenza degli impulsi di stimolazione, utile per avere idea dell'adeguatezza del settaggio del pacemaker

4- Modifica nel tempo del controllo della cattura
Se è stato attivo o inattivo e per quanto tempo, se è stato attivo che soglia di stimolazioni registrate a livello atriale e ventricolare, giorno e ora in cui sono state misurate le soglie di stimolazione

Il dispositivo è di 11mL di volume fa molte cose
Durante un follow up il cardiologo non ha tempo di verificare tutte queste info
Problema è che il pacemaker registra tutte queste info, ma se un paziente avesse un danno importante e il dispositivo ha registrato info sufficienti per prevenire quel tipo di problema, ma il medico non l'ha notato→PROBLEMA per medico&paziente

ESAMI DI RISONANZA (pg 247)

Come effettuare esame di risonanza su pazienti portatori di questo tipo di pacemaker
Nel passato esami di risonanza magnetica erano controindicati per pazienti portatori di pacemaker, invece se determinati prerequisiti e condizioni ora possono essere condotti se i pazienti hanno un dispositivo attivo Biotronik MR e dei cateteri testai insieme per poter essere considerati MR CONDITIONAL
I pericoli e i rischi durante un esame di risonanza, seguendo le misure di questo manuale, vengono minimizzate, ma non annullate del tutto (ci sono rischi residui)

Il costruttore da un elenco di dispositivo:
gli EVIA (DR-T, DR, SR-T, SR)
gli Entovis
gli Estellas
gli Ecuro

Dal punto di vista dei cateteri, quelli che possono essere usati in sistemi MR condizionali devono poter essere accoppiati a quei dispositivi e per la Biotronik sono il Safio S 53 e S60, i Solia 45-53-60 e i Solia 53-60

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 89 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 91 di 190

20/04/2016

Le caratteristiche tecniche riportate nel manuale riassumono tutto ciò che c'è da sapere e possono essere usate come verifica

CARATTERISTICHE MECCANICHE

- ci sono 4 dispositivi (per la famiglia EVIA),date le dimensioni, è dato il volume (da 10 a 12 mL), volume minore per il monocamerale senza possibilità di telemetria, massa (24-26g)→dispositivi piccoli e leggeri
- marker radio opaco: nella parte in resina del pacemaker dove ci sono i connettori c'è una striscia radio opaca tipica di quella particolare famiglia (BIO SF→BIO=Biotronik, cioè il produttore; SF indica la famiglia EVIA)→serve per capire di che dispositivi si tratta quando si arriva in pronto soccorso e si fa una radiografia (rx torace diretto)
- tabellina dei materiali:
    - housing (=contenitore): titanio
    - header (=connettore): resina ipossidica
    - sealing plug :silicone→materiale usato per sigillare l'ingresso del catetere del pacemaker per evitare che fluidi biologici entrino nel connettore compromettendone la bontà di contatto
    - coating: esistono, per i 4 modelli della famiglia, due versioni→quella tradizionale (housing completamente conduttivo e libero) e coated (versione in cui l'housing del dispositivo ricoperto da strato di silicone con il compito di isolante e solo una piccola parte del contenitore viene lasciata libera per avere contatto con i tessuti, la parte posizionata anteriormente), per evitare che, in caso di stimolazione monopolare, la corrente di ritorno del pacemaker passando attraverso la muscolatura sotto il pacemaker possa dare origine a contrazioni del muscolo grande pettorale (la corrente deve passare e richiudersi attraverso la cute perché non è eccitabile)

CARATTERISTICHE ELETTRICHE

Caratteristiche relative al circuito, che è ibrido che usa un cip CMOS VLSI (Very Large Skating Integration)→identifica il tipo di tecnologia
La tecnologia CMOS è quella che garantisce i consumi e tensioni bassi

- Input impedence: impedenza di ingresso dei due canali ECG atriale e ventricolare (>10kohm)
- Forma d'onda dell'impulso: bifasica e asimmetrica
- La polarità è catodica, cioè in modalità monopolare durante l'impulso la punta del catetere diventa negativa rispetto al contenitore (il catetere funge da catodo)
  L'impulso è disegnato verso il basso perché, in modalità normale (cioè il dispositivo è usato con il set up di fabbrica), la punta del catetere diventa negativa rispetto al case (posso anche invertire)

DEFINIZIONE BIFASICO: impulso di stimolazione ha due fasi, una fase negativa e una positiva rispetto ad un livello di riferimento

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 91 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 93 di 190

Dal punto di vista del consumo è utile sapere quanto consuma il dispositivo→ad inizio vita, quando il dispositivo è inibito (il dispositivo non stimola, ma è attivo), il consumo è di 6µA
Quando viene fornito dalla ditta il dispositivo è inibito (non eroga) però consuma e poco meno della metà stimolando in condizione di stimolazione al 100% (ad inizio vita assorbe→bicamerale 13µA e il monocamerale 9µA)

La differenza tra la modalità inibita (il dispositivo non può stimolar) e la stimolazione è del 50-100%
Un dispositivo monocamerale, dal punto di vista della corrente assorbita quando sta stimolando al 100%, ne assorbe il 50% di più di quella che assorbe quando funziona senza stimolare
Un bicamerale ne raddoppia il consumo
Quando stimiamo l'autonomia del dispositivo essa dipende per metà dal consumo di fondo del dispositivo e per metà dalla stimolazione→in un monocamerale, dal punto di vista dell'autonomia, gioca un ruolo maggiore!

TABELLINA BICAMERAALI

La valutazione solo sul consumo di fondo non è corretta, perché la stimolazione introduce un consumo non trascurabile, ma pari al consumo di fondo→dobbiamo rivedere i conti
Dal punto di vista della durata del dispositivo essa dipende da un certo numero di parametri (percentuale di stimolazione, dal 10% al 100% l'autonomia del dispositivo diminuisce; dall'impedenza del catetere: impedenza maggiore quindi maggior autonomia, perché e minore la corrente di stimolazione e quindi minor carica ceduta al tessuto a parità di tensione di stimolaz)

Es: 500-1kohm l'impedenza e stimolazione 1-1,5V
Condizione limite: se sono al 100% di stimolazione, catetere da 500ohm e tensione di 5V→la durata del dispositivo è <4 anni (e con home monitoring ancora meno)

Quando facciamo una stima di durata del pacemaker è approssimata dati i tanti parametri
Tabella utile perché conoscendo il bisogno di stimolazione del paziente, dell'ampiezza di stimolazione e del tipo di catetere si può prevedere abbastanza bene la durata del pacemaker su quel paziente

TABELLA ANALOGA PER I MONOCAMERALI

Anche stimolando al 100% 5V 500ohm ho una durata quasi doppia rispetto al bicamerale→spiega perché, pur essendo più limitato per la scelta, si usa grazie alla maggior durata del dispositivo

ESERCIZIO
Suppongo di avere un pacemaker con consumo di fondo I_f=10microA
Suppongo che il dispositivo abbia un impulso di stimolazione con una tensione dello stimolo V_s= 2V e durata Δt=1ms
Resistenza del catetere R_s= 1kohm
Batteria con capacità C=1Ah
Il dispositivo funziona in modalità D00 e con frequenza di 80bpm

Trovo la carica che possiamo estrarre prima di arrivare ad EOS (end of service)

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 93 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 95 di 190

così c'erano 4-5 cateteri in tutto nelle camere cardiache, oltre a due dispositivo impiantati)→dispositivo preferibile che contiene entrambi (CRTD: Cardiac Resincronization Therapy Defibrillator)

Problema=stimolazione del ventricolo sx
Per il ventricolo dx tutto è semplice perché si entra attraverso l'albero venoso, dall'atrio dx attraverso la valvola atrio ventricolare dx si passa al ventricolo dx (non difficile perché la differenza di pressione tra atro dx e ventricolo dx è limitata→poche decine di mmHg)→la valvola ha continenza buona anche con un catetere che la attraversa
Più complicato arrivare all'atrio sx passando attraverso una arteria ed è complicato passare da atrio sx a ventricolo sx attraverso la valvola mitralica perché Δp di centinaia di mmHg (elevato) e la valvola mitralica non darebbe continenza sufficiente se attraversata da un catetere

Possibilità più usata oggi è quella che consente di stimolare il ventricolo sx dall'esterno del ventricolo entrando in una vena del seno venoso coronarico (vena che si porta fino in corrispondenza del quarto inferiore del ventricolo sx)
Il catetere arriva in atrio dx dalla vena cava discendente; questo catetere è uno da seno venoso coronarico non possono agganciarsi come quelli tradizionali, ma devono rimanere bloccati nella vena (hanno anche una protezione)
Il catetere viene infilato in atrio, viene identificata la posizione con il foro di ingresso della vena che raccoglie il sangue arterioso che, dopo essere stato usato dal cuore, ritorna come sangue venoso
Le varie vene sono raccolte nel seno venoso coronarico che entra in atrio dx attraverso un foro di diametro 4-5mm
Il medico deve essere in grado di centrare quel foro non visibile in radioscopia (si vede dove viene respinto il mezzo di contrasto essendoci l'ingresso di sangue)
Le vene (le varie affluenze al seno venoso coronarico) sono viste tramite mezzo di contrasto e viene scelta quella che meglio si presta per arrivare al quarto inferiore del ventricolo sx
Nel frattempo, una volta scelta la vena, si posizionano i cateteri tradizionali (ventricolo dx, atrio dx) e dopo aver posizionato il catetere da seno venoso coronarico (messo per primo perché più complicato da inserire→voglio l'atrio libero da altri cateteri), si porta il catetere in posizione per attivarlo
Dal catetere esce un filo guida, che può essere orientato dall'esterno e che è sottile (diametro dell'ordine del mm)→il filo guida serve per infilare la vena da usare per arrivare al quarto inferiore al di sopra del ventricolo sx
Una volta inserito il filo guida il catetere si inserisce sopra
La parte terminale del catetere ha delle barbe che fissano il catetere nella vena→viene retratto il filo guida e il catetere resta
→il dispositivo è pronto e stimola separatamente ventricolo dx e sx

Il pacemaker è molto simile ad un bicamerale (DDDR per esempio), l'unica DIFFERENZA è che ho un catetere in più, posso definire ampiezza e durata dello stimolo ventricolo dx e sx (una camera in più) e posso introdurre un ritardo tra i due ventricoli (potrò dire quale dei due ventricoli viene stimolato prima, quale dopo e con quale ritardo)

Il pacemaker tricamerale è molto più grande di quello bicamerale corrispondente perché ha bisogno di un connettore più grande (ho 3 cateteri e non 2) e deve avere una batteria con capacità maggiore perché una camera in più=50% in più di energia usata per stimolare rispetto ad un bicamerale tradizionale
Inoltre ho anche uno stadio di uscita in più

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 95 di 190

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 97 di 190

Israele (anche se fuori europea) ->posizione intermedia
Il tasso di impianti in US è aumentato esponenzialmente dal 1995, mentre in Europa in maniera lineare (prima andavano quasi parallelamente)
Nel 1995-96: disponibile la seconda generazione di defibrillatore cardioversori impiantabili
→problema culturale e non di tipo tecnologico

studio del 1996→periodo critico per i defibrillatore per il passaggio dalla prima alla seconda generazione dei dispositivi
i medici e i sistemi sanitari volevano capire se c'era beneficio dall'uso di quei dispositivi o se potevano essere sostituiti da terapia farmacologica

HTA (Health Tecnology Assessement): disciplina complessa con equipe di diverse figure professionali (medico, ingegnere biomedico, epidemiologo, statistico, persona per economia sanitaria e per l'organizzazione)
Con HTA si intende sia un nuovo farmaco che una nuova procedura di intervento chirurgico
Si domanda al team se è conveniente una nuova tecnologia e se porterebbe rischi ai pazienti
Negli anni '90 l'HTA era agli inizi→ci si chiede qual è l'effetto dell'impianto di uno di questi dispositivi e si guardano due aspetti importanti (per paziente e sistema sanitario):

1. il numero di ospedalizzazioni riferite allo stesso paziente su un anno (cioè quante volte un paziente con defibrillatore impiantabile viene ammesso in un anno in ospedale per ricovero)
   Per questi pazienti mediamente prima dell'impianto di un ICD erano necessari 3 ricoveri l'anno mentre diventano 1 l'anno per il paziente con dispositivo impiantato (studio fatto su 2000-2500 pazienti)→l'impianto riduce il numero delle ospedalizzazione (→< costo sanitario e < problema per il paziente)→miglioramento
2. il numero medio di giorni passati in ospedale dai pazienti prima e dopo l'impianto
   prima: 32-33 giorni all'anno in ospedale
   dopo: poco più di una settimana
   →miglioramento sia per il paziente che per il servizio sanitario

Questo studio dimostra che il numero di ospedalizzazione sul numero tot di pazienti considerati diminuisce del 73% e inoltre le ospedalizzazioni dovute a problemi di tipo cardiologico sono diminuite del 90%
I giorni di ospedalizzazione sono diminuiti del 72% →tassi di diminuzione significativi!

Inoltre è stato visto in quanto tempo il sistema sanitario recupera i soldi dell'impianto→per fare sì che il sistema sanitario risparmi su quel paziente a cui ha impiantato un ICD la stessa spesa per l'impianto e i costi legati ad esso→costi ammortizzati in 19 mesi!
Oggi, se parametrizzassimo i costi attuali della sanità (saliti sensibilmente dal 1996, mentre quelli dei dispositivo no)→un ICD viene ripagato al sistema sanitario nazionale viene ripagato in poco più di un anno

Ulteriore parametro→quanto costa aumentare di un anno la vita di un soggetto (conto fatto dagli epidemiologi)
Utile per confrontare diversi approcci e patologie

- Se un paziente ha pressione alta→trattamento dell'ipertensione (necessario) costava (nel 2000) per ogni anno di vita salvata circa 23000$ (molto costoso rispetto all'allungamento della vita che consente di ottenere)
- Un trapianto di cuore→27000$

© Proprietà riservata dell'autore - Digitalizzazione e distribuzione a cura del CENTRO APPUNTI - Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino / Pagina 97 di 190